

(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets

(11) Veröffentlichungsnummer: **0 661 905 A2**

(52)

**EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(21) Anmeldenummer: 95103571.6

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: **H04R 25/00**

(22) Anmeldetag: 13.03.95

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
05.07.95 Patentblatt 95/27(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LI LU MC  
NL PT SE**(71) Anmelder: **PHONAK AG**  
Laubisrütistrasse 28  
CH-8712 Stäfa (CH)(72) Erfinder: **Uvacek, Bohumir**  
Holzwiesstrasse 9  
CH-8704 Herrliberg (CH)  
Erfinder: **Bächler, Herbert, Dr. sc. tech.**  
Gruebstrasse 11  
CH-8706 Meilen (CH)(74) Vertreter: **Troesch Scheidegger Werner AG**  
Patentanwälte,  
Siewerdstrasse 95,  
Postfach  
CH-8050 Zürich (CH)(54) **Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes, Vorrichtung hierzu und Hörgerät.**

(57) Es werden ein Stellverfahren für ein Hörgerät sowie eine Vorrichtung hierfür vorgeschlagen, womit ein Modell für die Wahrnehmung einer psycho-akustischen Grösse, insbesondere der Lautheit, für eine Norm-Personengruppe parametrisiert wird ( $L_N$ ) sowie für ein Individuum ( $L_I$ ). Aufgrund von Modellunterschieden, insbesondere bezüglich ihrer Parametrisierung, werden Stellangaben ermittelt, womit die Signalübertragung an einem Hörgerät (HG) ex situ konzipiert oder eingestellt wird bzw. in situ geführt wird.

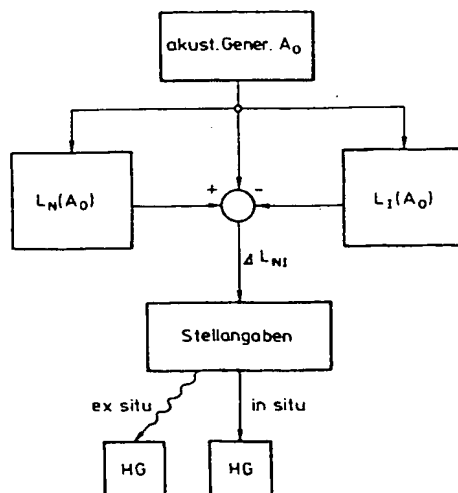


FIG. 2

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren nach dem Oberbegriff von Anspruch 1, eine Vorrichtung nach demjenigen von Anspruch 23 sowie ein Hörgerät nach Anspruch 39.

## Definitionen

Unter einer psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse wird eine Grösse verstanden, welche nichtlinear, durch individuelle Gesetzmässigkeiten der Wahrnehmung, aus physikalisch-akustischen Grössen, wie Frequenzspektrum, Schalldruckpegel, Phasenlage, Zeitverlauf etc., gebildet werden.

Bis heute bekannte Hörgeräte verändern physikalische, akustische Signalgrössen so, dass ein mit dem Hörgerät ausgestattetes, gehörgeschädigtes Individuum verbessert hört. Die Anpassung des Hörgerätes erfolgt dabei durch Einstellung physikalischer Uebertragungsgrössen, wie von frequenzabhängiger Verstärkung, Pegelbegrenzung etc., bis das Individuum mit dem Hörgerät im Rahmen der dargebotenen Möglichkeiten befriedigt ist.

Obwohl es bekannt ist, wozu auf die angefügten Literaturstellen verwiesen sei, dass die menschliche akustische Wahrnehmung komplexen psycho-akustisch individuellen Bewertungen folgt, wurden diese bekannten Phänomene zur Optimierung eines Hörgerätes bis anhin nicht ausgenutzt.

Damit konnten mit vorbekannten Hörgeräten, im wesentlichen nur gemittelt über alle in der Praxis vorkommenden akustischen Reizsignale, befriedigende Korrekturen vorgenommen werden; gegenseitige Beeinflussungen von Signalgrössen der akustischen Reizsignale konnten, wenn überhaupt, nur unbefriedigend berücksichtigt werden. Nichtlineare Phänomene der psycho-akustischen Wahrnehmung, wie insbesondere Lautheit und Lautheitssummation, Frequenz- und Zeitmaskierung, blieben unberücksichtigt.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung bzw. ein Hörgerät obgenannter Art zu schaffen, die es erlauben, ein individuelles, geschädigtes, psycho-akustisches Wahrnehmungsverhalten bezüglich demjenigen der Norm zu korrigieren, worunter das statistische Normal-Wahrnehmungsverhalten von Menschen verstanden werde.

Dies wird an einem Verfahren eingangs genannter Art bei dessen Ausführung nach dem Kennzeichen von Anspruch 1 erreicht, bei einer Vorrichtung obgenannter Art bei deren Realisierung nach dem Kennzeichen von Anspruch 23.

Bevorzugte Ausführungsvarianten des erfindungsgemässen Verfahrens sind in den Ansprüchen 2 bis 22 spezifiziert, der erfindungsgemässen Vorrichtung in den Ansprüchen 24 bis 38 und des erfindungsgemässen Hörgerätes in Anspruch 40.

Wie ersichtlich werden wird, kann die erfindungsgemässe Vorrichtung als Anpassgerät separat vom Hörgerät konzipiert sein. Sie umfasst aber auch Stellvorkehrungen am Hörgerät, um die berücksichtigte Wahrnehmungsgrösse für das Individuum zu korrigieren.

Die in den Ansprüchen definierte erfindungsgemässe Vorrichtung, das erfindungsgemässe Verfahren und das erfindungsgemässe Hörgerät, nebst gegebenenfalls weiteren erfinderischen Aspekten, werden anschliessend beispielsweise anhand von Figuren erläutert.

Es zeigen:

- Fig. 1 schematisch, eine Quantifizierungseinheit zur Quantifizierung einer individuell wahrgenommenen, psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse;
- Fig. 2 schematisch, in Form eines Blockdiagrammes, ein grundsätzliches erfindungsgemässes Vorgehen;
- Fig. 3 in Abhängigkeit des Schallpegels, die wahrgenommene Lautheit der Norm (N) sowie eines schwerhörigen Individuums (I) in einem kritischen Frequenzband k;
- Fig. 4 in Form eines Funktionsblock-Signalflussdiagrammes, eine erste Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Vorrichtung, nach dem erfindungsgemässen Verfahren arbeitend, womit erfindungsgemäss Stellgrössen für die Uebertragung eines Hörgerätes ermittelt werden;
- Fig. 5 anhand einer Darstellung analog zu Fig. 3, eine vereinfachte graphische Darstellung des mit der Vorrichtung gemäss Fig. 4 vorgenommenen erfindungsgemässen Vorgehens;
- Fig. 6a vereinfacht, das Vorgehen nach Fig. 5, mit in
- Fig. 6b vereinfachter Darstellung des resultierenden Verstärkungsverlaufes in einem betrachteten kritischen Frequenzband, einzustellen am Uebertragungsverhalten eines erfindungsgemässen Hörgerätes, das in
- Fig. 6c in seinem prinzipiellen Aufbau betreffs Uebertragungsstrecke dargestellt ist;
- Fig. 7 eine ausgehend von der Anordnung nach Fig. 4 weiterentwickelte Anordnung, bei der das in Fig. 4 implementierte Lautheitsmodell verfeinert implementiert ist;

- Fig. 8 in Analogie zu Fig. 5, graphisch vereinfacht, das Verarbeitungsvorgehen an der Vorrichtung gemäss Fig. 7;
- Fig. 9 über der Frequenzachse, schematisch, kritische Frequenzbänder der Norm und beispielsweise eines Individuums (a) mit einer beispielsweise resultierenden Korrekturverstärkungsfunktion (b), schallpegel- und frequenzabhängig, für einen einem betrachteten kritischen Frequenzband entsprechenden Hörgerät-Uebertragungskanal;
- Fig. 10 analog zur Darstellung der Vorrichtung nach Fig. 4, deren Weiterentwicklung zur Mitberücksichtigung beim Individuum bezüglich der Norm veränderter kritischer Frequenzbandbreiten;
- Fig. 11 in Analogie zur Darstellung von Fig. 10, eine erfindungsgemässe Vorrichtung, mittels welcher "in situ" ein erfindungsgemässes Hörgerät betreffs Uebertragungsverhalten eingestellt wird;
- Fig. 12a) und b) je in Form eines Funktionsblock-Signalfussdiagrammes, die Struktur erfindungsgemässer Hörgeräte, woran die Uebertragung einer psycho-akustischen Grösse korrigierend gesteuert wird, insbesondere die Lautheitsübertragung;
- Fig. 13 eine Ausführungsvariante eines erfindungsgemässen Hörgerätes, woran die Vorkehrungen der Vorrichtung nach Fig. 11 sowie diejenigen nach Fig. 12a) kombiniert am Hörgerät implementiert sind;
- Fig. 14 als Beispiel ausgehend von einer erfindungsgemässen Vorrichtung nach Fig. 11, deren Weiterentwicklung zur Mitberücksichtigung des Klangempfindens eines Individuums;
- Fig. 15 ausgehend von der Darstellung eines erfindungsgemässen Hörgerätes nach Fig. 12b), eine bevorzugte Realisationsform, bei der die Korrekturübertragung einer psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse, am bevorzugten Beispiel der Lautheit, im Frequenzbereich aufbereitet wird;
- Fig. 16 ausgehend von der Darstellung eines erfindungsgemässen Hörgerätes nach Fig. 15, dessen Weiterentwicklung zur Mitberücksichtigung einer weiteren psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse, nämlich der Frequenzmaskierung;
- Fig. 17 schematisch, das Frequenzmaskierungsverhalten der Norm und eines schwerhörenden Individuums mit daraus sich ergebendem, qualitativ dargestelltem, zu realisierendem Korrekturverhalten an einem erfindungsgemässen Hörgerät nach Fig. 16;
- Fig. 18 anhand einer Frequenz/Pegelcharakteristik, das Vorgehen zur Eruiierung des Frequenzmaskierungsverhaltens eines Individuums;
- Fig. 19 in Form eines Funktionsblock-Signalfussdiagrammes eine Messanordnung zur Durchführung des Ermittlungsverfahrens, wie anhand von Fig. 18 erläutert;
- Fig. 20 über der Zeitachse einem Individuum präsentierte Signale bei der Eruiierung, wie sie anhand von Fig. 18 erläutert wurde;
- Fig. 21 ausgehend von einem erfindungsgemässen Hörgerät mit der in Fig. 15 bzw. 16 dargestellten Struktur, dessen Weiterentwicklung zur Mitberücksichtigung des Zeitmaskierungsverhaltens als eine weitere psychoakustische Wahrnehmungsgrösse;
- Fig. 22 das vereinfachte Blockdiagramm eines erfindungsgemässen Hörgerätes, welches wie das in Fig. 21 dargestellte als weitere psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse das Zeitmaskierungsverhalten berücksichtigt, aber in anderer Ausführungsform;
- Fig. 23 die am erfindungsgemässen Hörgerät gemäss Fig. 22 vorgesehene Zeitmaskierungskorrekturereinheit;
- Fig. 24 schematisch, das Zeitmaskierungsverhalten der Norm und eines Individuums als Beispiel zur Erläuterung daraus resultierender Korrekturmassnahmen, um mit einem erfindungsgemässen Hörgerät das Zeitmaskierungsverhalten eines Individuums auf dasjenige der Norm zu korrigieren;
- Fig. 25 schematisch, über der Zeitachse, bei der Eruiierung des Zeitmaskierungsverhaltens einem Individuum zu präsentierende Signale.

### Psycho-akustische Wahrnehmung, insbesondere Lautheit und deren Quantifizierung

Die Lautheit "L" ist eine psycho-akustische Grösse, welche angibt, wie "laut" ein Individuum ein präsentiertes akustisches Signal empfindet.

Die Lautheit hat eine eigene Masseinheit: ein sinusförmiges Signal der Frequenz 1kHz, bei einem Schalldruckpegel von 40dB-SPL, erzeugt eine Lautheit von 1 "Sone". Ein Sinus der gleichen Frequenz mit

einem Pegel von 50dB-SPL wird genau doppelt so laut wahrgenommen; die entsprechende Lautheit beträgt also 2 Sone.

Bei natürlichen akustischen Signalen, welche immer breitbandig sind, stimmt die Lautheit nicht mit der physikalisch übertragenen Energie des Signals überein. Es erfolgt psychoakustisch im Ohr eine Bewertung des eintreffenden akustischen Signals in einzelnen Frequenzbändern, den sogenannten kritischen Bändern. Die Lautheit ergibt sich aus einer bandspezifischen Signalverarbeitung und einer bandübergreifenden Ueberlagerung der bandspezifischen Verarbeitungsergebnisse, bekannt unter dem Begriff "Lautheitssummation". Diese Grundlagen wurden von E. Zwicker, "Psychoakustik", Springer-Verlag Berlin, Hochschultext, 1982, ausführlich beschrieben.

Betrachtet man nun die Lautheit als eine der wesentlichsten, die akustische Wahrnehmung bestimmenden psycho-akustischen Grössen, so stellt sich die vorliegende Erfindung zur Aufgabe, ein Verfahren und hierfür geeignete Vorrichtungen vorzuschlagen, womit ein an ein Individuum anzupassendes Hörgerät so eingestellt werden kann, dass die akustische Wahrnehmung des Individuums mindestens in erster Näherung derjenigen einer Norm, nämlich der Normalhörenden, entspricht.

Eine Möglichkeit, die individuell empfundene Lautheit auf ausgewählte akustische Signale als weiter verwertbare Grösse überhaupt zu erfassen, ist die in Fig. 1 schematisch dargestellte, beispielsweise aus O. Heller, "Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung", Psychologische Beiträge 26, 1985, oder V. Hohmann, "Dynamikkompression für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen", Dissertation UNI Göttingen, VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93, bekannte Methode. Dabei wird einem Individuum I ein akustisches Signal A präsentiert, das an einem Generator 1 bezüglich spektraler Zusammensetzung und übertragenem Schalldruckpegel S verstellbar ist. Das Individuum I bewertet bzw. "kategorisiert" mittels einer Eingabeeinheit 3 das momentan gehörte akustische Signal A gemäss z.B. dreizehn Lautheitsstufen bzw. -kategorien, wie in Fig. 1 dargestellt, welchen Stufen numerische Gewichte, beispielsweise von 0 bis 12, zugeordnet werden.

Mit diesem Vorgehen ist es möglich, die empfundene individuelle Lautheit zu messen, d.h. zu quantifizieren, jedoch nur punktuell bezüglich gegebener akustischer Signale, womit solche Messungen vorerst nicht ermöglichen, auf die individuell wahrgenommene Lautheit zu schliessen, welche bei natürlichen, breitbandigen Signalen wahrgenommen wird.

Wenn im folgenden als die psycho-akustische Wahrnehmung beeinflussende Grösse primär die Lautheit betrachtet wird, so deshalb, weil diese Grösse die psycho-akustische Wahrnehmung akustischer Signale massgeblich bestimmt. Wie weiter unten ausgeführt werden wird, kann aber das erfindungsgemässe Vorgehen durchaus auch für die Berücksichtigung weiterer psychoakustischer Grössen eingesetzt werden, wie beispielsweise für die Berücksichtigung der Grösse "Maskierungsverhalten im Zeitbereich und/oder im Frequenzbereich".

In Fig. 2 ist vorerst, schematisch, das Grundprinzip beim nachfolgend detaillierter beschriebenen, bevorzugten erfindungsgemässen Vorgehen dargestellt.

Von der Norm, N, wird mittels normierter akustischer Signale  $A_0$  eine psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse, wie insbesondere die Lautheit  $L_N$ , ermittelt und mit den Werten dieser Grösse, entsprechend  $L_I$  eines Individuums, bei denselben akustischen Signalen  $A_0$ , verglichen. Aus der Differenz entsprechend  $\Delta L_{NI}$  werden Stellangaben ermittelt, welche direkt stellend auf ein Hörgerät einwirken oder anhand welcher, manuell, ein Hörgerät eingestellt wird. Die Ermittlung von  $L_I$  erfolgt am Individuum ohne Hörgerät oder mit noch nicht angepasstem, gegebenenfalls fortschreitend angepasstem Hörgerät.

Die Lautheit selbst ist aber eine Grösse, die ihrerseits von mehreren Variablen abhängt. Damit ist einerseits die Anzahl Messungen, die an einem Individuum vorgenommen werden muss, um auch nur genähert genügend Information zu erhalten, mit den Stelleingriffen am Hörgerät, für alle in natürlicher Umgebung vorkommenden breitbandigen Signale, die erwünschte Wahrnehmungskorrektur vornehmen zu können, gross. Andererseits ist die Korreliertheit erfasster Grössenunterschiede zu Stelleingriffen am Uebertragungsverhalten eines Hörgerätes nicht eindeutig und äusserst komplex.

Damit wird nun in bevorzugter Art und Weise vorerst eine Reduktion der am Individuum vorzunehmenden Messungen angestrebt und dadurch nach einer Lösung gesucht, welche es erlaubt, aus Messresultaten am Individuum und deren Vergleich mit Normresultaten relativ einfach auf die notwendigen Stelleingriffe zu schliessen.

Grundsätzlich wird hierzu ein quantifizierendes Modell der Wahrnehmungsgrösse, insbesondere der Lautheit, eingesetzt. In ein derartiges Modell soll mit jeglicher Art akustischer Signale eingegangen werden können; mindestens genähert resultiert die entsprechende gesuchte Grösse. Andererseits soll mit relativ wenigen Messungen das Modell identifizierbar sein, das für das Individuum Gültigkeit hat. Die Identifizierung soll abgebrochen werden können, wenn das Modell in vorgebbarem Umfange identifiziert ist.

Ein solches quantifizierendes Modell einer psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse muss dabei nicht durch einen geschlossenen mathematischen Ausdruck gegeben sein, sondern kann durchaus durch eine mehrdimensionale Tabelle definiert sein, woraus mit den jeweilig vorherrschenden Frequenz- und Schallpegelverhältnissen eines realen akustischen Signals als Variable die empfundene Wahrnehmungsgrösse abgerufen werden kann.

Obwohl durchaus verschiedene mathematische Modelle für die Lautheit denkbar sind, wurde erfindungsgemäss erkannt, dass das sich an Zwicker anlehrende Modell gemäss A. Leijon, "Hearing Aid Gain for Loudness-Density Normalization in Cochlear Hearing Losses with Impaired Frequency Resolution", Ear and Hearing, Vol. 12, Nr. 4, 1990, vorzüglich für die hier angestrebten Ziele eignet. Es lautet:

$$(1) \quad L = \sum_{k=1}^{k_0} \frac{1}{CB_k} \cdot 10^{\frac{\alpha_k T_k}{10}} \left\{ \left[ \frac{1}{2} CB_k \cdot 10^{\frac{S_k - T_k}{10} + \frac{1}{2}} \right]^{\alpha_k} - 1 \right\}$$

Darin bezeichnen:

- k: Laufparameter mit  $1 \leq k \leq k_0$ , Numerierung der Anzahl  $k_0$  berücksichtigter kritischer Bänder;
- $CB_k$ : spektrale Breite des betrachteten kritischen Bandes mit der Nummer k;
- $\alpha_k$ : Anstieg einer linearen Approximation der in Kategorien skalierten Lautheitsempfindung bei logarithmischem Auftrag des Pegels eines präsentierten sinusförmigen oder schmalbandigen akustischen Signals, dessen Frequenz circa bandmittig des betrachteten kritischen Bandes  $CB_k$  liegt;
- $T_k$ : Hörschwelle beim erwähnten Sinussignal;
- $S_k$ : den mittleren Schalldruckpegel eines präsentierten akustischen Signals im betrachteten kritischen Frequenzband  $CB_k$ .

Wie daraus ersichtlich, bilden die bandspezifischen, mittleren Schalldruckpegel  $S_k$  die ein präsentiertes akustisches Signal definierenden Modellvariablen, die die momentane spektrale Leistungsdichteverteilung festlegen. Die spektrale Breite der betrachteten kritischen Bänder  $CB_k$ , die lineare Approximation der Lautheitsempfindung,  $\alpha_k$ , sowie die Hörschwelle  $T_k$  sind Parameter des Modells bzw. der mathematischen Simulationsfunktion nach (1).

Es wurde nun weiter erkannt, dass an diesem Modell die Parameter  $\alpha_k$ ,  $T_k$ ,  $CB_k$ , sich einerseits relativ einfach mittels relativ weniger akustischer Tests an Individuen ermitteln lassen und dass diese Koeffizienten auch relativ einfach mit Uebertragungsgrössen an einem Hörgerät korreliert sind und damit durch Stelleingriffe an einem Hörgerät für ein Individuum veränderbar sind.

Die Modellparameter  $\alpha_k$ ,  $T_k$  und  $CB_k$  sind an der Norm N, d.h. für normalhörende Personen, bestimmt worden.

Die lineare Approximation der Lautheit in Kategorien pro Anstieg des mittleren Schalldruckes  $S_k$  in dB in den jeweiligen kritischen Bändern  $CB_N$  der Norm wird in der Literatur, beispielsweise in E. Zwicker, "Psychoakustik", für alle Bänder als gleich angegeben.

In Fig. 3 ist mit dem Verlauf  $L_{kN}$  der Lautheitsverlauf der Norm in Funktion des Schallpegels  $S_k$  eines in einem jeweiligen kritischen Band k liegenden präsentierten akustischen Signals, aufgenommen wie anhand von Fig. 1 erläutert wurde, dargestellt. Präsentiert wird ein sinusförmiges Signal oder ein schmalbandiges Rauschsignal. Wie daraus ersichtlich, repräsentiert der Parameter  $\alpha_N$  die Steigung einer linearen Approximation bzw. Regressionsgeraden dieses Verlaufes  $L_{kN}$  bei höheren Schallpegeln, d.h. bei Schalldruckpegeln von 40 bis 120dB-SPL, wo auch die akustischen Nutzsignale überwiegend auftreten. Dies wird auch nachfolgend als "Grosssignalverhalten" bezeichnet. Wie erwähnt, kann bei der Norm dieser Anstieg in jedem der Frequenzbänder als gleich,  $\alpha_N$ , angenommen werden.

Betrachtung von Fig. 3 mit Blick auf das mathematische Modell nach (1) zeigt aber auch, dass Nichtberücksichtigen der Pegelabhängigkeit der Verlaufsteilheit von  $L_{kN}$ , d.h. Approximation dieses Verlaufes mit einer Regressionsgeraden, nur zu einem Modell erster Näherung führen kann. Das Modell wird dann genauer, wenn in jedem kritischen Band, schalldruckpegelabhängig, die Parameterwerte eingesetzt werden, also  $\alpha_N = \alpha_N(S_k)$ , d.h. wenn in jedem Band k

$$\alpha_{kN}(S_k) = \frac{dL_{Nk}}{dS_k}$$

5 gesetzt wird.

Im Unterschied zum Parameter  $\alpha_N$  ist die Hörschwelle  $T_{kN}$  auch bei der Norm und bereits in erster Näherung in jedem kritischen Frequenzband  $CB_{kN}$  unterschiedlich und ist nicht a priori identisch mit dem 0dB-Schalldruckpegel. Der typische Hörschwellenverlauf der Norm wird durch ISO R226 (1961) genau festgelegt.

10 Im weiteren sind die Bandbreiten der kritischen Bänder  $CB_{kN}$  für die Norm sowie ihre Anzahl  $k_0$  in ANSI, American National Standard Institute, American National Standard Methods for the Calculation of the Articulation Index, Draft WG S. 3.79, Mai 1992, V2.1, normiert.

Damit ist, zusammengefasst, das bevorzugterweise eingesetzte mathematische Lautheitsmodell nach (1) für die Norm bekannt.

Wie ohne weiteres einsehbar, können zwischen der wahrgenommenen Lautheit von Individuen und derjenigen der statistisch ermittelten Norm grosse Abweichungen auftreten. Insbesondere kann bei von der Norm abweichenden Individuen I, insbesondere Schwerhörigen, für jedes kritische Frequenzband ein spezifischer Koeffizient  $\alpha_{kI}$  ermittelt werden; weiter ergeben sich Abweichungen zur Norm selbstverständlich bezüglich Hörschwelle  $T_{kI}$  und Breite der kritischen Bänder  $CB_{kI}$ .

Leijon hat ein Vorgehen beschrieben, welches es erlaubt, aus den Hörschwellen  $T_{kI}$  von Individuen die weiteren bandspezifischen Koeffizienten bzw. Modellparameter  $\alpha_{kI}$  und  $CB_{kI}$  abzuschätzen. Die Schätzungsfehler sind jedoch bei Betrachtung individueller Fälle meistens gross. Trotzdem kann aber bei der Identifikation individueller Lautheitsmodelle von geschätzten, z.B. aus diagnostischen Informationen geschätzten Parametern ausgegangen werden. Dadurch wird der zu treibende Aufwand und damit die Belastung des Individuums drastisch verringert.

#### Messtechnische Bestimmung der Koeffizienten $\alpha_{kI}$ , $CB_{kI}$ und $T_{kI}$

Wie bereits angetönt, ist in Fig. 3 die Lautheit  $L$ , aufgenommen mit einer Kategorienskalisierung nach Fig. 1, als Funktion des mittleren Schalldruckpegels in dB-SPL für ein sinusförmiges oder schmalbandiges Signal der Frequenz  $f_k$  in einem betrachteten kritischen Band der Nummer  $k$  abgetragen. Wie weiter erwähnt wurde, nimmt die Lautheit  $L_N$  der Norm in der gewählten Darstellung nichtlinear mit dem Signalpegel zu, der Steigungsverlauf wird in erster Näherung bei Normalhörenden für alle kritischen Bänder mit der in Fig. 3 am Verlauf N eingetragenen Regressionsgeraden mit der Steigung  $\alpha_N$  in [Kategorien pro dB-SPL] wiedergegeben.

Aus dieser Darstellung ist ohne weiteres ersichtlich, dass der Modellparameter  $\alpha_N$  einer nichtlinearen Verstärkung entspricht, für Normalhörende in jedem kritischen Band gleich, jedoch bei Individuen, mit  $\alpha_{kI}$ , in jedem Frequenzband zu bestimmen. Durch die Gerade mit der Steigung  $\alpha_k$  wird die nichtlineare Lautheitsfunktion im Band  $k$  durch eine Regressionsgerade approximiert.

In Fig. 3 bezeichnet  $L_{kI}$  typischerweise den Verlauf der Lautheit  $L_I$  Schwerhöriger in einem Band  $k$ .

Wie aus dem Vergleich der Kurven  $L_{kN}$  und  $L_{kI}$  ersichtlich, weist die Kurve eines Schwerhörigen einen grösseren Offset zum Nullpunkt auf und verläuft steiler als die Kurve der Norm. Der grössere Offset entspricht einer erhöhten Hörschwelle  $T_{kI}$ , das Phänomen der grundsätzlich steileren Lautheitskurve wird als Lautheit-recruitment bezeichnet und entspricht einem erhöhten  $\alpha$ -Parameter.

Es ist bekannt, Hörschwellen grundsätzlich durch klassische Schwellenaudiometrie zu bestimmen. Es ist aber durchaus möglich, auch im Sinne der Schwellenaudiometrie, an Individuen die Hörschwellen  $T_{kI}$  mit einer Anordnung gemäss Fig. 1 durch Schwellendetektion zwischen unhörbar und hörbar zu erfassen. Dabei müssen aber um den Schwellwert herum grössere Fehler in Kauf genommen werden. Im folgenden wird davon ausgegangen, dass die jeweiligen Hörschwellen  $T_{kI}$ , eben durch Audiometrie, bereits erfasst und bekannt sind.

Bezugnehmend auf den verbleibenden Modellparameter nach (1), die Breite der jeweiligen kritischen Bänder  $CB_{kI}$ , kann ausgeführt werden, dass das Vorhandensein mehrerer derartiger Bänder erst bei der psycho-akustischen Verarbeitung breitbandiger Audiosignale wirksam wird, d.h. bei breitbandigen Signalen, deren Spektrum in mindestens zwei sich benachbarten kritischen Bändern liegt. Bei Schwerhörigen ist typisch eine Verbreiterung der kritischen Bänder feststellbar, wodurch auch nach (1) primär die Lautheitssummation beeinträchtigt wird.

Zur Bestimmung der Bandbreite der kritischen Bänder sind verschiedene Messmethoden beschrieben worden. Diesbezüglich kann verwiesen werden auf B.R. Glasberg & B.C.J. Moor, "Derivation of the auditory filter shapes from notched-noise data", Hearing Research, 47, 1990; P. Bonding et al., "Estimation of the Critical Bandwidth from Loudness Summation Data", Scandinavian Audiolog, Vol. 7, Nr. 2, 1978; V. Hohmann, "Dynamikkompensation für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen", Dissertation UNI Göttingen, VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93. Die Messung der Lautheitssummation mit spezifischen Breitbandsignalen gemäss letzterwähnter Literaturstelle, sowohl bei Normal- wie auch bei Schwerhörigen, eignet sich gut zur experimentellen Messung der jeweiligen Bandbreiten der kritischen Bänder.

Somit kann festgehalten werden, dass:

- die individuellen  $\alpha_{ki}$ -Parameter sich aus den Regressionsgeraden gemäss Fig. 1 ermitteln lassen,
- die individuellen Hörschwellen  $T_{ki}$  sich durch Schwellenaudiometrie bestimmen lassen,
- die individuellen Bandbreiten  $CB_{ki}$  der kritischen Bänder sich, wie in obgenannter Literatur angegeben, bestimmen lassen, wobei
- diese Grössen für die Norm, d.h. für die Normalhörenden, bekannt und normiert sind.

Allerdings sind die individuelle Aufnahme der Lautheits- bzw. Skalierungskurven  $L_{ki}$  gemäss Fig. 3 zur nachmaligen Bestimmung der Modellparameter  $\alpha_{ki}$  und gegebenenfalls  $T_{ki}$  und das bekannte Vorgehen zur Ermittlung der Breite der kritischen Bänder  $CB_{ki}$  derart zeitaufwendig, dass sie, ausser im Rahmen wissenschaftlicher Untersuchungen, einem zur Abklärung seines Wahrnehmungsverhaltens anwesenden Individuum kaum zugemutet werden können.

Ein bevorzugtes Vorgehen soll deshalb anhand von Fig. 4 erläutert werden.

Dabei wird von der Erkenntnis ausgegangen, dass bei Einsatz normakustischer schmalbandiger Signale  $A_o$ , welche im wesentlichen zentriert in den kritischen Frequenzbändern  $CB_N$  liegen, die für das Individuum noch unbekannten Modellparameter  $CB_{ki}$  ohne untolerierbare Fehler den bekannten  $CB_{kN}$  gleichgesetzt werden können.

Im weiteren wird davon ausgegangen, dass die Hörschwellen  $T_{ki}$  des Individuums I in einer anderen Messumgebung mittels klassischer Schwellenaudiometrie bestimmt wurden, wird doch ein bezüglich Gehörverhalten abzuklärendes Individuum in den allermeisten Fällen erst einer solchen Untersuchung unterzogen. Daraus ist ersichtlich, dass zur Identifikation des individuellen Lautheitsmodells, seiner individuellen Parametrisierung, primär die  $T_{ki}$  und  $\alpha_{ki}$  beizuziehen sind.

Gemäss Fig. 4 werden dem Individuum I, wie dargestellt z.B. über Kopfhörer, elektrisch oder mittels eines elektrisch-akustischen Wandlers, in den Frequenzbändern  $CB_{Nk}$  liegende schmalbandige normakustische Normsignale  $A_{ok}$  zugeführt. Beispielsweise über eine Eingabeeinheit 5 gemäss Fig. 1 bewertet und quantifiziert das Individuum I die wahrgenommene Lautheit,  $L_s(A_{ok})$ .

Entsprechend der Kanal- bzw. Bandzugehörigkeit des Signals  $A_{ok}$  wird über eine Selektionseinheit 7 aus einer Normspeichereinheit 9 die zugehörige Normbandbreite  $CB_{kN}$  und der Parameter  $\alpha_N$  ausgangsseitig bereitgestellt. Das dem Schalldruckpegel des Signals  $A_{ok}$  entsprechende elektrische Signal  $S_e(A_{ok})$  wird gemeinsam mit der zugehörigen Bandbreite  $CB_{kN}$  einer Recheneinheit 11 zugeführt, welche, nach dem bevorzugten mathematischen Lautheitsmodell nach (1), einen Lautheitswert  $L'(A_{ok})$  berechnet, und zwar aus  $S_e$ ,  $CB_{kN}$ ,  $\alpha_N$  und dem, wie vorgängig erwähnt, vorausbestimmten, in einer Speichereinheit 13 abgespeicherten Hörschwellenwert  $T_{ki}$ .

Anhand von Fig. 5 soll dargestellt werden, welche Lautheit  $L'$  die Recheneinheit 11 aufgrund dieser vorgegebenen Parameter berechnet. Aufgrund des Einsetzens der Hörschwelle  $T_{ki}$  des Individuums und des Parameters  $\alpha_N$  der Norm wird an der Recheneinheit 11 beim gegebenen Schallpegel, entsprechend  $S_e$  des Signals  $A_{ok}$ , ein Lautheitswert  $L'$  ermittelt, wie er einer Skalierungsfunktion  $N'$  entspricht, welche durch die Regressionsgerade mit  $\alpha_N$  und dem Hörschwellenwert  $T_{ki}$  in erster Näherung definiert ist.

Gemäss Fig. 4 wird weiter ausgangsseitig der Recheneinheit 11 dieser Lautheitswert  $L'$  an einer Vergleichseinheit 15 mit dem Lautheitswert  $L_i$  von der Eingabeeinheit 5 verglichen. Die ausgangsseitig der Vergleichseinheit 15 erscheinende Differenz  $\Delta(L', L_i)$  wirkt auf eine Inkrementierungseinheit 17. Der Ausgang der Inkrementierungseinheit 17 wird an einer Ueberlagerungseinheit 19 dem der Recheneinheit 11 von der Speichereinheit 9 zugeführten  $\alpha_N$ -Parameter vorzeichenrichtig überlagert. Die Inkrementierungseinheit 17 inkrementiert somit das Signal entsprechend  $\alpha_N$  so lange entsprechend der Inkrementzahl  $n$  um Inkremente  $\Delta\alpha$ , bis die ausgangsseitig der Vergleichseinheit 15 erscheinende Differenz ein vorgegbares Mindestmass erreicht oder unterschreitet.

Mit Blick auf Fig. 5 heisst dies, dass  $\alpha_N$  am Verlauf  $N'$  so lange verändert wird, bis der an der Einheit 11 berechnete Lautheitswert  $L'$  im geforderten Masse mit dem Lautheitswert  $L_i$  übereinstimmt. Damit hat die Recheneinheit 11, ausgehend vom Verlauf  $N'$ , die Regressionsgerade der Individuum-Skalierungskurve I gefunden.

Das Ausgangssignal der Vergleichseinheit 15 in Fig. 4 wird an einer Komparatoreinheit 21 mit einem einstellbaren Signal  $\Delta r$  entsprechend einem vorgebbaren, maximalen Fehler - als Abbruchkriterium - verglichen. Wenn das ausgangsseitig der Vergleichseinheit 15 erscheinende Differenzsignal  $\Delta(L', L_i)$  den Wert  $\Delta r$  erreicht, wird, wie schematisch dargestellt, durch Öffnen des Schalters Q; sowie Schliessen des Schalters  $Q_2$  einerseits die Inkrementierung von  $\alpha$  abgebrochen, andererseits der dann erreichte  $\alpha$ -Wert entsprechend

$$\alpha' = \alpha_N + n\Delta\alpha$$

an den Ausgang der Messanordnung ausgegeben; es gilt:

$$\alpha' = \alpha_{ki}.$$

Damit ist mit geforderter Genauigkeit entsprechend  $\Delta r$  im betrachteten kritischen Frequenzband k der Parameter  $\alpha_{ki}$  des Individuums gefunden.

Durch Festlegen des Abbruchkriteriums  $\Delta r$  so, dass die  $\alpha_{ki}$ -Identifikation praxisgerechten Genauigkeitsanforderungen genügt, wird das Verfahren optimal kurz bzw. nur so lang wie nötig.

In Fig. 6a ist, in Analogie zu Fig. 5, nochmals die Skalierungsfunktion N der Norm und I eines schwerhörigen Individuums dargestellt. Bei einem gegebenen Schalldruckpegel  $S_{kx}$  muss demnach eine Verstärkung  $G_x$  am Hörgerät vorgesehen sein, damit das Individuum mit dem Hörgerät die Lautheit  $L_x$  wie die Norm N wahrnimmt. In Fig. 6a sind, in Abhängigkeit verschiedener, beispielsweise eingetragener Schalldruckpegel  $S_{kx}$ , mehrere am Hörgerät vorzusehende Verstärkungswerte  $G_x$  eingetragen.

In Fig. 6b ist der aus den Betrachtungen von Fig. 6a resultierende Verstärkungsverlauf in Abhängigkeit von  $S_k$  dargestellt, wie er an einem dem kritischen Frequenzband k entsprechenden Uebertragungskanal am Hörgerät, wie dies in Fig. 6c dargestellt ist, zu realisieren ist. Aus den wie anhand von Fig. 4 und 5 erläutert ermittelten Parametern  $T_{ki}$  und  $\alpha_{ki}$  bzw. den Unterschieden  $T_{kN} - T_{ki}$  bzw.  $n\Delta\alpha$  wird der in Fig. 6b heuristisch und schematisch dargestellte nichtlineare Verstärkungsverlauf  $G_k(S_k)$  ermittelt.

Das geschilderte Vorgehen wird optimalerweise in jedem kritischen Frequenzband k wiederholt. Dabei muss pro kritisches Frequenzband und bei Approximation mit einer Regressionsgeraden nur ein normakustisches Signal dem Individuum präsentiert werden; weitere können gegebenenfalls zur Ueberprüfung der gefundenen Regressionsgeraden eingesetzt werden.

Aus den Betrachtungen, insbesondere zu den Fig. 4 bis 6, ist nun aber ohne weiteres ersichtlich, dass das vorgeschlagene Verfahren sich durch einfache Erweiterung auf beliebig genaue Näherung erweitern lässt. Eine Erhöhung der mit einem Hörgerät erreichten Genauigkeit, mit der ein Individuum dieselbe Lautheitswahrnehmung hat wie die Norm, lässt sich mit Blick auf Fig. 5 dadurch erreichen, dass grundsätzlich die Skalierungskurven durch mehrere Regressionsgeraden im Sinne eines Regressionspolygons stückweise approximiert werden.

Das anhand der Fig. 4 bis 6 beschriebene Vorgehen beruht im wesentlichen darauf, die jeweilige individuelle oder Normskalierungskurve N bzw. I als erste Näherung nur durch ein Paar Regressionsgeraden, nämlich für tiefe Schalldruckpegel und für hohe Schalldruckpegel, zu approximieren.

Dies entspricht auch der Näherung, womit das Simulationsmodell nach (1) die jeweiligen Skalierungskurven in den kritischen Frequenzbändern berücksichtigt.

Das bevorzugterweise verwendete Modell nach (1) wird dadurch beliebig genauer (1'), dass anstelle der pegelunabhängigen Parameter  $\alpha_k$  schalldruckpegelabhängige  $\alpha_k(S_k)$  eingesetzt werden. In (1) wird dabei  $\alpha_k$  durch  $\alpha_k(S_k)$  ersetzt.

Dieses ausgehend von den Darlegungen zu den Fig. 4 bis 6 erweiterte Vorgehen soll anhand der Fig. 7 und 8 erläutert werden.

In Fig. 7 sind die analog zu den Funktionsblöcken von Fig. 4 wirkenden Funktionsblöcke mit den gleichen Positionsziffern versehen.

In Fig. 8 ist in Analogie zu Fig. 5 die Skalierungskurve N der Norm und eines Individuums I dargestellt. Im Unterschied zur Näherung nach Fig. 5 wird die Skalierungskurve N durch schalldruckpegelabhängige Steilheitsparameter  $\alpha_N(S_k)$  approximiert, d.h. durch einen Polygonzug an Stützwerten  $S_{kx}$  der Kurve N. Diese schalldruckpegelabhängigen Parameter  $\alpha_N(S_k)$  werden als bekannt vorausgesetzt, indem sie bei den vorgegebenen Stützwerten  $S_{kx}$  aus den bekannten Skalierungskurven N der Norm ohne weiteres ermittelbar sind.

In Analogie zu den Betrachtungen von Fig. 5 wird, durch die Anordnung nach Fig. 7 vorerst unter Berücksichtigung der individuellen Hörschwelle  $T_{ki}$ , weiterhin als bekannt vorausgesetzt, die um den individuellen Hörschwellenwert  $T_{ki}$  versetzte Kurve N' gebildet, an welcher weiterhin die schalldruckpegelab-



hängigen Normparameter  $\alpha_N(S_k)$  gelten. Letztere werden so lange verändert, bis die Kurve N' sich mit geforderter Genauigkeit an die Skalierungskurve I des Individuums anschmiegt. Es sind so viele Pegelwerte  $S_{kx}$  am Individuum mindestens zu bewerten, wie die erwünschte Anzahl zur Approximation eingesetzter Approximationstangenten angibt.

5 Aus den jeweiligen notwendigen Änderungen der nun schalldruckpegelabhängigen Parameter  $\alpha_N(S_k)$  wird, mit Blick auf Fig. 6b, der genauere Verlauf der am Hörgerät kanalspezifisch einzustellenden schalldruckpegelabhängigen Verstärkungen ermittelt.

Hierzu ist gemäss Fig. 7 in der Speichereinheit 9, nebst den Bandbreiten der kritischen Frequenzbänder  $CB_{kN}$ , ein Satz schalldruckpegelabhängiger Steigungsparameter  $\alpha_N(S_k)$  abgespeichert. Es werden dem  
10 Individuum I wiederum normakustische, schmalbandige, in den jeweiligen kritischen Bändern liegende Signale präsentiert, aber, im Unterschied zum Vorgehen gemäss Fig. 4, pro kritisches Frequenzband auf verschiedenen Schalldruckpegeln  $S_{kx}$ .

Die individuellen Lautheitsbewertungen für diese normakustischen Signale unterschiedlicher Schalldruckpegel werden vorzugsweise in einer Zwischenspeichereinheit 6 abgelegt. Durch diese abgelegten  
15 Lautheits-Wahrnehmungswerte ist, mit Blick auf Fig. 8, die Skalierungskurve I des Individuums durch Stützwerte festgehalten.

Von der Speichereinheit 9 werden die dem betrachteten kritischen Frequenzband zugeordnete Bandbreite  $CB_{kN}$  sowie der Satz schalldruckpegelabhängiger  $\alpha$ -Parameter der Recheneinheit 11 zugeführt, nebst der vorgängig ermittelten, individuellen, bandspezifischen Hörschwelle  $T_{ki}$ .

20 Wie bereits anhand von Fig. 4 erläutert wurde und hier nur noch vereinfacht dargestellt, bestimmt die Frequenz des normakustischen Signals das betrachtete kritische Frequenzband k, und entsprechend werden die hierfür relevanten Werte aus der Speichereinheit 9 abgerufen. Bevorzugterweise wird weiter die Folge F sich folgender Schalldruckpegelwerte  $S_{kx}$  in einer Speichereinrichtung 10 abgespeichert. Sobald die individuellen Lautheits-Wahrnehmungswerte aufgenommen und in Speichereinheit 6 abgelegt sind, wird  
25 auch die Folge der abgespeicherten Schalldruckpegelwerte  $S_{kx}$  von Speichereinheit 10 der Recheneinheit 11 zugespiessen, womit letztere, gemäss Fig. 8, die Skalierungskurve N' berechnet, aus dem Hörschwellenwert  $T_{ki}$ , der Bandbreite  $CB_{kN}$  sowie den schalldruckpegelabhängigen Steilheitswerten  $\alpha_N(S_{kx})$ , und mithin ermittelt, welche Lautheitswerte nach der Kurve N' von Fig. 8 bei den eingesetzten Schalldruckpegeln  $S_{kx}$  zu erwarten wären.

30 An der Vergleichseinheit 15 werden nun, mit Blick auf Fig. 8, alle schalldruckpegelabhängigen Differenzwerte  $\Delta$  ermittelt, und durch gegebenenfalls unterschiedliche inkrementelle Verstellung der schalldruckpegelabhängigen Normparameter  $\alpha_N(S_{kx})$  durch die Inkrementierungseinheit 17 und an der Ueberlagerungseinheit 19, wie dies durch  $\Delta'\alpha$  dargestellt ist, werden die schalldruckpegelabhängigen Koeffizienten so lange verändert und damit der Verlauf der errechneten Kurve N', bis eine genügende Annäherung der  
35 Kurve N' an die Kurve I erzielt ist.

Hierzu wird wiederum die ausgangsseitig der Vergleichseinheit 15 erscheinende Differenz, hier im Sinne eines schalldruckpegelabhängigen Differenzverlaufes zwischen den Kurven S und veränderter Kurve N' gemäss Fig. 8, bezüglich Unterschreiten eines vorgegebenen Maximalbereiches - als Abbruchkriterium - beurteilt, und sobald die genannten Abweichungen einen SOLL-Wertverlauf unterschreiten, wird, analog zu  
40 Fig. 4, einerseits der Optimierungs- bzw. Inkrementierungsvorgang abgebrochen, andererseits werden die an der Recheneinheit 11 anstehenden schalldruckpegelabhängigen  $\alpha$ -Parameter ausgegeben, welche den Tangentensteigungswerten an der individuellen Skalierungskurve I entsprechen, also  $\alpha_{ki}(S_{kx})$  oder die  $\Delta'\alpha_{ki}(S_{kx})$ .

Aus diesen schalldruckpegelabhängigen Werten wird, in Analogie zu Fig. 6b und 6c, die dem  
45 spezifischen kritischen Frequenzband zugeordnete nichtlineare Verstärkungsfunktion am Hörgerät ermittelt und daran eingestellt.

Damit wurde gezeigt, wie mit beliebiger Genauigkeit die notwendige schalldruckpegelabhängige, nichtlineare Verstärkung der Hörgerät-Uebertragung in einem Kanal, der dem jeweils betrachteten kritischen Frequenzband entspricht, ermittelt und zur Einstellung dieses Kanals eingesetzt wird.

50 Dabei wurde in erster Näherung davon ausgegangen, dass für die individuelle Wahrnehmung eines schmalbandigen Signals die Breite des jeweiligen kritischen Frequenzbandes irrelevant ist, was aber, wie sich aus (1) ergibt, nur genähert stimmt.

Relevant wird aber die Breite der kritischen Bänder  $CB_k$  für die Lautheits-Wahrnehmung des Individuums dann, wenn die präsentierten normakustischen Signale Spektren aufweisen, die in zwei oder mehr  
55 kritischen Frequenzbändern liegen, weil dann Lautheitssummation nach (1) bzw. (1') eintritt.

Bisher wurde gefunden, dass Abweichungen der bandspezifischen Parameter  $\alpha$  und T eines Individuums von der Norm durch Stellen der nichtlinear pegelabhängigen Verstärkung an den kritischen Frequenzbändern zugeordneten Kanälen eines Hörgerätes kompensiert werden können. Wie erwähnt wurde, weicht

die Breite der kritischen Frequenzbänder individuell, insbesondere bei Schwerhörigen, von derjenigen der Norm ab, die kritischen Frequenzbänder Schwerhöriger sind üblicherweise breiter als die entsprechenden der Norm.

Eine einfache Messmethode für die Lage bzw. die Grenzen der kritischen Frequenzbänder wird von P. Bonding et al., "Estimation of the Critical Bandwidth from Loudness Summation Data", Scandinavian Audiolog. Vol. 7, Nr. 2, 1978, beschrieben. Hierzu wird die Bandbreite präsentierter normakustischer Testsignale stetig vergrößert, und ein Individuum skaliert, wie beschrieben wurde, die wahrgenommene Lautheit. Der mittlere Schalldruckpegel wird dabei konstant gehalten. Dort, wo das Individuum eine spürbare Zunahme der Lautheit wahrnimmt, liegt die Grenze zwischen zwei kritischen Frequenzbändern, weil dann Lautheitssummation eintritt.

Wesentlich ist mithin die Ermittlung der Breite der kritischen Frequenzbänder  $CB_k$  für individuelle Lautheits-Wahrnehmungskorrektur auf breitbandige akustische Signale hin, d.h. wenn Lautheitssummation auftritt. Aus dem Bekanntsein der von der Norm abweichenden Frequenzbandgrenzen wird, nun frequenzabhängig, die nichtlineare Verstärkung  $G$  von Fig. 6b in den jeweiligen, den kritischen Bändern zugeordneten Hörerätkanälen verändert, insbesondere in Frequenzbereichen, die am Individuum nicht dem gleichen kritischen Band wie bei der Norm zuzuordnen sind.

Dies soll, vereinfacht und heuristisch, anhand der Fig. 9a und 9b erläutert werden.

In Fig. 9a sind, über der Frequenzachse  $f$ , für die Norm  $N$  beispielsweise kritische Frequenzbänder  $CB_k$  und  $CB_{k+1}$  eingezeichnet. Darunter sind in gleicher Darstellung für ein Individuum  $I$  die teilweise verbreiterten, entsprechenden Bänder eingetragen.

Die bis anhin gefundenen, nichtlinearen Verstärkungen wurden kanalspezifisch bzw. bandspezifisch mit Bezug auf die kritischen Bandbreiten der Norm ermittelt. Bei Berücksichtigung der kritischen Bandbreiten des Individuums ist aus Fig. 9a ersichtlich, dass beispielsweise der schraffierte Bereich  $\Delta f$  beim Individuum in das verbreiterte kritische Band  $k$  fällt, während er bei der Norm in das Band  $k+1$  fällt. Dies heisst aber, dass, mit dem bisherigen Bezug auf die kritischen Bandbreiten der Norm, Signale z.B. im schraffierten Frequenzbereich  $\Delta f$  am Individuum verstärkungskorrigiert werden müssen.

Wenn somit, gemäss Fig. 9b, Signale, welche an einem Hörerätekanal übertragen werden, der dem kritischen Frequenzband  $k$  der Norm entspricht, mit der vorgängig anhand von Fig. 6b erläuterten, nichtlinearen pegelabhängigen Verstärkungsfunktion  $G_k(S_k)$  verstärkt werden, so müssen Signale im Ueberlagerungsbereich  $\Delta f$ , d.h. frequenzabhängig, zusätzlich angehoben oder gegebenenfalls abgesenkt werden.

Aus Kenntnis der wie gezeigt ermittelten kanalspezifischen, nichtlinear pegelabhängigen Verstärkungen  $G_k(S_k)$  in den jeweiligen kritischen Frequenzbändern und der Kenntnis der Abweichungen der kritischen Frequenzbänder  $CB_{ki}$  des Individuums von denjenigen  $CB_{kN}$  der Norm ist es möglich, diese Abweichungen frequenzabhängig durch die Verstärkungen  $G_k(S_k, f)$  an den Hörerätekanälen zu kompensieren.

Selbstverständlich ist es ohne weiteres möglich, alle das Modell nach (1) definierenden Parameter  $\alpha$ ,  $T$  und  $CB$  für die Norm und für ein Individuum experimentell zu bestimmen und direkt aus Abweichungen dieser Koeffizienten auf Korrekturstelleingriffe am Hörgerät zu schliessen. Allerdings bedingt ein solches Vorgehen die kanalspezifische Ausmessung des Individuums, was, wie erwähnt wurde, kaum für klinische Anwendungen in Frage kommt.

Ausgehend vom Vorgehen gemäss den Fig. 4 bzw. 7, ist in Fig. 10 eine Weiterentwicklung als Funktionsblock-Signallflussdiagramm dargestellt, bei welchem die Parameter  $\alpha_k$  und  $CB_k$  mit einem einzigen Verfahren bestimmt werden können. Es wird nicht mehr nur jeweils ein kritisches Band nach dem anderen gemäss den Fig. 4 bzw. 7 untersucht, sondern auch, mit breitbandigen akustischen Signalen, die Lautheitssummation erfasst und damit die Breite der individuellen kritischen Bänder als Variable durch Optimierung mitbestimmt.

In einer Speichereinheit 41 sind die Simulationsmodellparameter der Norm, nämlich  $\alpha_N$ ,  $CB_{kN}$ , abgespeichert sowie in bevorzugter Ausführungsform nicht die Hörschwellen  $T_{kN}$  der Norm, sondern die vorab durch Audiometrie ermittelten, aus einer Speichereinheit 43 übernommenen Hörschwellen  $T_{ki}$  des zu untersuchenden Individuums.

Einem Individuum werden von einem hier nicht mehr dargestellten Generator breitbandige, kritische Bänder übergreifende Signale  $A_{\Delta k}$  akustisch präsentiert. Die ihnen entsprechenden elektrischen Signale in Fig. 10, ebenfalls mit  $A_{\Delta k}$  bezeichnet, werden einer frequenzselektiven Leistungsmesseinheit 45 zugeführt. An der Einheit 45 werden entsprechend den kritischen Frequenzbändern der Norm, frequenzselektiv, die kanalspezifischen mittleren Leistungen ermittelt und ausgangsseitig ein Satz derartiger Leistungswerte  $S_{\Delta k}$  ausgegeben. Kanalspezifisch und spezifisch zum jeweils präsentierten Signal  $A_{\Delta k}$  (A-Nr.) werden diese Signale in einer Speichereinheit 47 abgelegt. Bei Präsentation jeweils eines der Signale  $A_{\Delta k}$  werden alle in der Speichereinheit 41 abgespeicherten Koeffizienten vorerst unverändert, über eine noch zu beschreibende Einheit 49 an der Recheneinheit 51, einem Rechenmodul 53 zugeführt, ebenso die dem vorherrschenden

den Signal  $A_{\Delta k}$  entsprechenden Leistungssignale  $S_{\Delta k}$ . Das Rechenmodul 53 berechnet aus den Normparametern  $\alpha_N$ ,  $CB_{kN}$  sowie den Individuums-Hörschwellenwerten  $T_{ki}$ , unter Berücksichtigung der Lautheitssummation, die Lautheit  $L'$  nach (1), welche sich für die Norm ergäbe, wenn letztere Hörschwellen ( $T_{ki}$ ) aufwiese wie das Individuum.

Für jedes präsentierte Signal  $A_{\Delta k}$  wird, dem Signal zugeordnet, der berechnete Wert  $L'_N$  in einer Speichereinheit 55 ausgangsseitig des Rechenmoduls 53 abgelegt. Jedes präsentierte akustische breitbandige ( $\Delta k$ ) Signal  $A_{\Delta k}$  wird, wie anhand der Fig. 4 bzw. 7 beschrieben wurde, bezüglich Lautheits-Wahrnehmung vom Individuum bewertet bzw. kategorisiert, das Bewertungssignal  $L_i$ , wiederum den jeweiligen präsentierten akustischen Signalen  $A_{\Delta k}$  zugeordnet, in einer Speichereinheit 57 abgelegt. Sowohl bei der Ermittlung von  $L'_N$  wie auch bei der Ermittlung von  $L_i$  ist die Lautheitssummation rechnerisch bzw. durch das Individuum aufgrund der Breitbandigkeit  $\Delta k$  der präsentierten Signale  $A_{\Delta k}$  berücksichtigt.

Nach Präsentation einer gegebenen Anzahl von Signalen  $A_{\Delta k}$  ist in der Speichereinheit 55 die entsprechende Anzahl Werte  $L'_N$  abgespeichert, ebenso in der Speichereinheit 57 die entsprechende Anzahl  $L_i$ -Werte.

Nun wird die Präsentation akustischer Signale vorerst abgebrochen, das Individuum nicht mehr länger belastet. Alle sich zugeordneten  $L'_N$ - und  $L_i$ -Werte, die, je über den Nummern der vormals präsentierten akustischen Signale  $A_{\Delta k}$  abgetragen, je einen Verlauf bilden, werden einer Vergleichseinheit 59 an der Recheneinrichtung 51 zugeführt, welche den Differenzverlauf  $\Delta(L'_N, L_i)$  ermittelt. Dieser Differenzverlauf wird der Parameter-Modifikationseinheit 49 zugeführt, prinzipiell ähnlich dem Regeldifferenzsignal in einem Folgekreis.

Die Parameter-Modifikationseinheit 49 variiert für alle kritischen Frequenzbänder die Startwerte  $\alpha_N$ ,  $CB_{kN}$ , nicht jedoch die  $T_{ki}$ -Werte, unter gleichzeitiger jeweiliger Neuberechnung des aktualisierten  $L'_N$ -Wertes so lange, bis das Differenzverlaufssignal  $\Delta(L'_N, L_i)$  innerhalb eines vorgebbaren Minimalverlaufes verläuft, was an der Einheit 61 überprüft wird.

Falls das Abbruchkriterium  $\Delta R$  noch nicht erreicht wird, müssen weitere akustische Signale  $A_{\Delta k}$  verarbeitet werden.

Mithin werden am Simulationsmodell nach (1) mit den individuellen Hörschwellen  $T_{ki}$  die als Startwerte eingegebenen Normparameter  $\alpha_N$  und  $CB_{kN}$ , unter Berücksichtigung der jeweils aus Speicher 47 abgerufenen, den kanalspezifischen Schalldruckwerten entsprechenden Signalen  $S_{\Delta k}$  nach vorgegebenen Suchalgorithmen, so lange variiert, bis eine maximal noch zulässige Abweichung zwischen dem  $L'_N$ - und dem  $L_i$ -Verlauf erreicht ist.

Wird an einer Komparatoreinheit 61 das Erreichen eines vorgegebenen Maximalabweichungskriteriums  $\Delta R$  durch die ausgangsseitig der Einheit 59 auftretende Differenz  $\Delta(L'_N, L_i)$  registriert, so wird der Suchprozess abgebrochen; die ausgangsseitig der Modifikationseinheit 49 anliegenden  $\alpha$ - und  $CB$ -Werte entsprechen denjenigen, welche, in (1) eingesetzt, für die präsentierten akustischen Signale  $A_{\Delta k}$  optimal mit den individuell wahrgenommenen Werten  $L_i$  übereinstimmende Lautheitswerte ergeben: Durch Variation der Normparameter wurden wiederum die individuellen ermittelt.

Aus den ausgangsseitig der Modifikationseinheit 49 bei Suchabbruch anstehenden Parameterwerten und ihrer Differenz zu den Startwerten  $\alpha_N$  und  $CB_{kN}$  werden Stellgrößen ermittelt, um an den kritischen Frequenzbändern entsprechenden frequenzselektiven Kanälen des Hörgerätes die Verstärkungsfunktionen einzustellen.

Wie ersichtlich wurde, handelt es sich beim beschriebenen Vorgehen eigentlich um das Aufsuchen einer Minimalstelle einer mehrvariablen Funktion. In den meisten Fällen werden dabei mehrere Sätze geänderter Parameter zum Erfüllen des mit  $\Delta R$  angegebenen Minimumkriteriums führen. Das beschriebene Verfahren kann mithin zum Erhalt mehrerer derartiger Lösungsparametersätze führen, wobei zum dann physikalischen Stellen des Hörgerätes diejenigen Sätze eingesetzt werden, welche sich physikalisch sinnvoll und zum Beispiel am einfachsten realisieren lassen.

Lösungsparametersätze, die von vorneherein ausgeschlossen werden können, die beispielsweise zu nur äusserst schwer oder nicht realisierbaren Verstärkungsverläufen an den jeweiligen Kanälen des Hörgerätes führen würden, können durch entsprechende Vorgaben an der Modifikationseinheit 49 von vorneherein ausgeschlossen werden.

Eine Verkürzung des Suchprozesses kann im weiteren, z.B. für schwerhörige Individuen, dadurch erreicht werden, dass anstelle der Normparameter  $\alpha_N$  bzw.  $CB_{kN}$  die aus den individuellen Hörschwellen  $T_{ki}$  für Schwerhörige geschätzten  $\alpha_{ki}$ - bzw.  $CB_{ki}$ -Werte als Suchstartwerte in der Speichereinheit 41 abgelegt werden, insbesondere dann, wenn von vorneherein Schwerhörigkeit des Individuums feststeht.

Selbstverständlich kann die Recheneinheit 51 auch die erwähnten Speichereinrichtungen Hardwaremässig integriert umfassen; ihre in Fig. 10 gestrichelt dargestellte Abgrenzung ist beispielsweise zu verstehen, umfassend insbesondere das Rechenmodul 53 und die Koeffizientenmodifikationseinheit 49.

Die bis anhin beschriebenen Vorgehen nach den Fig. 4, 7 bzw. 10 eignen sich vornehmlich für die Einstellung eines Hörgerätes ex situ. Wohl können die ermittelten Stellgrössen direkt elektronisch auf ein Hörgerät in situ übertragen werden, wobei aber der tatsächliche Vorteil einer in situ-Anpassung, nämlich die Berücksichtigung der grundsätzlichen Gehörbeeinflussung durch ein Hörgerät, nicht berücksichtigt wird:  
 5 Zuerst werden ohne Hörgerät alle Stellgrössen ermittelt, und dann wird, ohne weitere akustische Signalpräsentation, dessen Einstellung vorgenommen.

Wenn man allerdings die grundsätzlichen Betrachtungen im Zusammenhang mit den Fig. 4, 7 und 10 überdenkt, so ist ersichtlich, dass die im Zusammenhang insbesondere mit der ex situ-Einstellung eines Hörgerätes gemachten Überlegungen sich ohne weiteres auf die "on-line"-Einstellung eines Hörgerätes in  
 10 situ übertragen lassen. Anstelle dass, wie bisher beschrieben, ein vorgegebenes Lautheitsmodell entsprechend dem Simulationsmodell mit vorgegebenen Parametern an dasjenige eines Individuums oder gegebenenfalls umgekehrt angepasst wird und schliesslich daraus Stellgrössen für das Hörgerät ermittelt werden, ist es ohne weiteres möglich, das Hörgerät in situ so lange zu verstellen, bis die vom Individuum wahrgenommene Lautheit mit der Norm übereinstimmt.

Dabei ist es durchaus möglich, die Bewertung der Lautheitswahrnehmung durch das Individuum dazu einzusetzen zu ermitteln, ob eine vorgenommene inkrementelle Parameteränderung am Hörgerät, in Analogie zu Fig. 4 bzw. 7, eine Veränderung der Lautheitswahrnehmung gegen die Lautheit der Norm hin oder von ihr weg ergibt. Allerdings sollte vermieden werden, dass ein Individuum durch die Hörgeräatanpassung in unzumutbarer Weise zeitlich und konzentrationsmässig zu stark belastet wird.

Mit Blick auf das anhand von Fig. 10 erläuterte Vorgehen ist nun aber ersichtlich, dass sich dieses optimal für die in situ-Hörgeräatanpassung eignet. Die dazu bevorzugte Vorgehensweise soll anhand von Fig. 11 erläutert werden, worin Funktionsblöcke, die denjenigen von Fig. 10 entsprechen, mit den gleichen Bezugszeichen versehen sind. Das Vorgehen entspricht mit den nachfolgend beschriebenen Unterschieden dem anhand von Fig. 10 erläuterten.

Die akustischen Signale  $A_{\Delta k}$  werden dem System Hörgerät HG mit eingangs- und ausgangsseitigen Wandlern 63 und 65 und Individuum I zugeführt, welch letzteres mit der Bewertungseinheit 5 die wahrgenommenen  $L_I$ -Werte in den Speicher 57 lädt.

Genau gleich, wie dies anhand von Fig. 10 erläutert wurde, wird, für jedes präsentierte normakustische, breitbandige Signal  $A_{\Delta k}$ , im Speicher 57 der  $L_I$ -Wert abgespeichert. Mit den Leistungswerten  $S_{\Delta k}$  von der  
 30 Speichereinheit 47 gemäss Fig. 10 und den Normparameterwerten aus der Speichereinheit 41 werden am Rechenmodul 53 nach (1) bzw. (1') vorerst die Lautheitswerte  $L'_N$ , wie dies anhand von Fig. 10 erläutert wurde, berechnet und, spezifisch den präsentierten Signalen  $A_{\Delta k}$  zugeordnet, in der Speichereinheit 55 abgelegt. Ueber die Vergleichseinheit 59 und die Modifikationseinheit 49 werden anschliessend, wie dies beschrieben wurde, die Normparameter aus der Speichereinheit 41 so lange modifiziert, bis sie, eingesetzt  
 35 in (1) bzw. (1'), mit vorgegebbarer Genauigkeit  $L'_N$ -Werte ergeben, die den  $L_I$ -Werten in Speicher 57 entsprechen.

Es gilt dann:

$$\alpha'_{Nk} = \alpha_N \pm \Delta' \alpha_k, \quad CB'_{Nk} = CB_{Nk} \pm \Delta' CB_k,$$

und

$$L'_N = L_I \text{ für alle } A_{\Delta k}.$$

Damit gilt aber auch:

$$\alpha'_{Nk} = \alpha_{Ik}, \quad CB'_{Nk} = CB_{Ik}.$$

Damit ist aber auch gefunden, dass, wenn das Hörgerät Eingangssignale mit einer Korrekturlautheit  $L_{Kor}$   
 50 =  $L_{Kor} (\pm \Delta \alpha_k, \pm \Delta CB_k, \Delta T_k)$  überträgt, wobei  $\Delta T_k = T_{ki} - T_{kn}$  gesetzt ist, das Gesamtsystem aus Hörgerät und Individuum eine Lautheit entsprechend der Norm wahrnimmt.

Das Hörgerät HG weist, wie dies bereits anhand von Fig. 6c prinzipiell erläutert wurde, eine Anzahl  $k_0$  frequenzselektiver Übertragungskanäle K zwischen Wandler 63 und Wandler 65 auf. Ueber eine entsprechende Schnittstelle sind Stellglieder für das Übertragungsverhalten der Kanäle an einer Stelleinheit 70  
 55 angeschlossen. Letzterer werden die vorgängig als optimal ermittelten Anfangsstellgrössen  $SG_0$  zugespielt.

Nachdem nun für eine vorgegebene Anzahl präsentierter normakustischer, breitbandiger Signale  $A_{\Delta k}$  mittels des Rechenmoduls 53 und der Modifikationseinheit 49 die, ausgehend von den Normparametern,

geänderten Parameter  $\alpha'_{Nk}$ ,  $CB'_{Nk}$  ermittelt worden sind, mittels welchen, gemäss Fig. 8, die Skalierungskurven  $N'$  an diejenigen des Individuums  $I$  mit noch unverstelltem Hörgerät  $HG$  angepasst worden sind, wirken die gefundenen Parameteränderungen  $\pm \Delta\alpha_k$ ,  $\pm \Delta CB_k$ ,  $\pm \Delta T_k$  oder die Parameter  $\alpha_N$ ,  $T_{kN}$ ,  $CB_{kN}$  und  $\alpha_{kl}$ ,  $T_{kl}$ ,  $CB_{kl}$  über die Stellgrössen-Steuereinheit 70 so steuernd auf das Hörgerät, dass dessen kanalspezifische Frequenz- und Amplitudenübertragungsverhalten bei den Signalen  $A_{\Delta k}$ , ausgangsseitig, die Korrekturlautheit  $L_{kor}$  erzeugen.

Während beim Vorgehen nach Fig. 10 und mit Blick auf Fig. 8 die Parameter der Norm so lange geändert wurden, bis die Skalierungskurven  $N'$  mit den Skalierungskurven  $I$  übereinstimmen und hierzu die Hörschwellen  $T_{kN}$  nicht benötigt wurden, sondern erst für die Bestimmung der Verstärkungen an den Hörgerätekanälen gemäss Fig. 6b, werden, gemäss Fig. 11, auch die Hörschwellen des Individuums, abgelegt in Speicher 43, und die Normhörschwellen, abgelegt in Speicher 44, verwendet.

Aus den in Fig. 11 in Analogie zum Vorgehen nach Fig. 10 ermittelten Parameteränderungen, um, gemäss Fig. 8,  $N'$  in  $I$  überzuführen, sowie aus den Differenzen der Hörschwellen ermittelt, zusammengefasst, die Steuergrössen-Bestimmungseinheit 70 nach Fig. 11 Stellgrössenänderungen  $\Delta SG$  für das kanalspezifische Frequenz- und Amplitudenübertragungsverhalten des Hörgerätes derart, dass die Skalierungskurven des Individuums  $I$  mit dem Hörgerät  $HG$  mit erwünschter Genauigkeit an die Skalierungskurven  $N$  der Norm herangeführt werden:

Das Lautheitsverhalten des Hörgerätes bildet die intrinsische, d.h. "eigene" Lautheitswahrnehmung des Individuums auf diejenige der Norm ab, die Lautheitswahrnehmung von Individuum mit Hörgerät wird gleich derjenigen der Norm oder ist, bezogen auf die der Norm, vorgebar.

Gegenüber einer "ex situ"-Einstellung des Uebertragungsverhaltens eines Hörgerätes weist die beispielsweise anhand von Fig. 11 dargestellte "in situ"-Einstellung den wesentlichen Vorteil auf, dass das physikalische "in situ"-Uebertragungsverhalten des Hörgerätes und z.B. die mechanische Ohrbeeinflussung durch das Hörgerät mitberücksichtigt werden.

In Fig. 12a) und b) sind zwei prinzipielle Realisationsvarianten eines erfindungsgemässen Hörgerätes dargestellt, mittels vereinfachter Signalfluss-Funktionsblockdiagramme, welche "ex situ", aber bevorzugt "in situ", wie beschrieben wurde, gestellt werden können.

Das Hörgerät, wie in Fig. 12a) und b) dargestellt, soll, optimal eingestellt, empfangene akustische Signale mit der Korrekturlautheit  $L_{kor}$  an seinen Ausgang übertragen, so dass das System Hörgerät und Individuum eine Wahrnehmung hat, die gleich derjenigen der Norm ist oder ( $\Delta L$  in Fig. 12a) davon in vorgebbarem Masse abweicht.

Gemäss Fig. 12a) sind an einem erfindungsgemässen Hörgerät, einem akustisch-elektrischen Eingangswandler 63 nachgeschaltet, Kanäle 1 bis  $k_0$  vorgesehen, je einem kritischen Frequenzband  $CB_{kN}$  zugeordnet. Die Gesamtheit dieser Uebertragungskanäle bildet die Signalübertragungseinheit des Hörgerätes.

Die Frequenzselektivität für die Kanäle 1 bis  $k_0$  wird durch Filter 64 realisiert. Jeder Kanal weist weiter eine signalverarbeitende Einheit 66 auf, beispielsweise mit Multiplikatoren bzw. programmierbaren Verstärkern. An den Einheiten 66 werden die nichtlinearen, vorgängig beschriebenen band- bzw. kanalspezifischen Verstärkungen realisiert.

Ausgangsseitig wirken alle signalverarbeitenden Einheiten 66 auf eine Summationseinheit 68, die ihrerseits ausgangsseitig auf den elektrisch-akustischen Ausgangswandler 65 des Hörgerätes wirkt. Bis dahin stimmen die beiden Ausführungsvarianten gemäss den Fig. 12a) und 12b) überein.

Bei der Ausführungsvariante gemäss Fig. 12a), deren Prinzip nachfolgend "Korrekturmodell" genannt sei, werden die ausgangsseitig des Wandlers 63 anstehenden gewandelten akustischen Eingangssignale an einer Einheit 64a in ihr Frequenzspektrum gewandelt. Damit ist die Grundlage geschaffen, die akustischen Signale, im Frequenzbereich, an einer Recheneinheit 53' dem Lautheitsmodell nach (1) oder (1') zu unterziehen, parametrisiert mit den wie vorgängig beschrieben gefundenen Korrekturparametern  $\Delta\alpha_k$ ,  $\Delta CB_k$ ,  $\Delta T_k$ , also entsprechend der Korrekturlautheit  $L_{kor}$ . An der Recheneinheit 53' werden die erwähnten kanalspezifischen Korrekturparameter sowie die entsprechende Korrekturlautheit  $L_{kor}$  in Stellsignale  $SG_{66}$  gewandelt, womit die Einheiten 66 gestellt werden.

Die gemäss Fig. 11 dem Hörgerät gemäss Fig. 12a) zugeführten Grössen  $\Delta SG$  entsprechen mithin in dieser Ausführungsvariante im wesentlichen den kanalspezifischen Korrekturparametern. Durch Steuern des Uebertragungsverhaltens des Hörgerätes über die Einheiten 66, in Funktion der jeweils momentan anstehenden akustischen Eingangssignale und den entsprechend gültigen Korrekturparametern, wird erreicht, dass das Hörgerät die erwähnten Eingangssignale mit der Korrekturlautheit  $L_{kor}$  überträgt. Damit nimmt das System Individuum mit Hörgerät die geforderte Lautheit wahr, sei dies bevorzugterweise gleich der Norm oder diesbezüglich in vorgegebenem Verhältnis.

Bei der Ausführungsvariante gemäss Fig. 12b), welche im folgenden "Differenzmodell"-Variante genannt sei, werden von den gewandelten akustischen Eingangssignalen sowie den elektrischen Ausgangssignalen des Hörgerätes an Einheiten 64a die Spektren gebildet. An einer Recheneinheit 53a werden aufgrund der Eingangsspektren sowie der Lautheitsmodellparameter der Norm N die momentanen Lautheitswerte berechnet, welche die Norm aufgrund der Eingangssignale wahrnehmen würde. Analog werden an einer Recheneinheit 53b aufgrund der Ausgangssignalspektren die Lautheitswerte berechnet, die das Individuum ohne Hörgerät, d.h. das intrinsische Individuum, wahrnimmt. Hierzu werden der modellierenden Recheneinheit 53b die Modellparameter des Individuums zugespiessen, die, wie vorgängig beschrieben, bestimmt wurden.

Ein Kontroller 116 vergleicht einerseits die durch Norm- und Individuummodellierung ermittelten Lautheitswerte  $L_N$  und  $L_I$  sowie, kanalspezifisch, die Parameter des Normmodells und des Individuummodells und gibt ausgangsseitig, entsprechend den ermittelten Differenzen, Stellsignale  $SG_{66}$  an die Uebertragungseinheiten 66, derart, dass die modellierte Lautheit  $L_I$  gleich der momentan geforderten Normlautheit  $L_N$  wird.

Im Unterschied zur Korrekturmodell-Variante von Fig. 12a) ermittelt mithin gemäss Fig. 12b) der Kontroller 116 erst die jeweils notwendige Korrekturlautheit  $L_{KOR}$ .

Auch bei der Differenzmodell-Variante nach Fig. 12b) wird die Hörgerät-Uebertragung mit den Einheiten 66 so gestellt, dass die momentan anstehenden akustischen Signale mit der Korrekturlautheit übertragen werden, so dass Modellierung der Lautheit an den Ausgangssignalen, entsprechend dem Wahrnehmungsverhalten des Individuums (53b), eine Lautheit ergibt, entsprechend der von der Norm wahrgenommenen oder diesbezüglich in vorgegebener Relation stehend.

Zusammenfassend kann mithin ausgeführt werden:

- dass, wie anhand der Fig. 1 bis 11 erläutert, ausgehend von einem gegebenen mathematischen Norm-Lautheitsmodell, Parameteränderungen ermittelt werden, welche dem Lautheits-Empfindungsunterschied von Norm und Individuum entsprechen. Damit sind Modellunterschiede und Individuummodell bekannt.
- An einem Hörgerät wird dasselbe mathematische Modell vorgesehen.
- Das Lautheitsmodell am Hörgerät wird in Funktion der Parameterunterschiede ( $\Delta$ ) betrieben, welche das Lautheitsmodell des Individuums demjenigen der Norm angleichen, wozu die gefundenen Modell-Parameterunterschiede und/oder die Norm-Parameter und die Individuum-Parameter dem Hörgerät zugespiessen werden.
- Am Hörgerätemodell wird im letzterwähnten Fall laufend überprüft, ob die aus den momentanen Eingangssignalen nach dem Modell der Norm berechnete Lautheit auch der durch das Individuummodell aufgrund der Ausgangssignale errechneten entspricht. Aufgrund der Modell-Parameterunterschiede und gegebenenfalls der modellierten Lautheitsunterschiede wird die Uebertragung am Hörgerät in regelndem Sinne so geführt, dass modellierte Lautheiten  $L_I$ ,  $L_N$  in vorgebbare Relation kommen, vorzugsweise gleich werden.

Rückblickend, beispielsweise auf die Fig. 10 oder 11, ist es ohne weiteres ersichtlich, dass die Funktionen der dort beschriebenen "ex situ"-Verarbeitungseinheiten, insbesondere der Recheneinheiten 53, der Modifikationseinheiten 49 und 70, direkt von der Reglereinheit 71 am Hörgerät wahrgenommen werden können. Die Kombination des Vorgehens nach Fig. 11 mit einem Hörgerät nach Fig. 12 erfordert nämlich je Recheneinheiten, die beide dasselbe Lautheitsmodell berechnen, zeitsequentiell mit anderen Parametern.

Eine Ausführungsform eines erfindungsgemässen Hörgerätes, kombiniert aus dem Vorgehen nach Fig. 11 und der Struktur nach Fig. 12a), ist in Fig. 13 dargestellt. Es sind für dieselben Funktionsblöcke dieselben Positionszeichen wie in Fig. 11 bzw. 12 verwendet. Aus Uebersichtsgründen ist nur ein Kanal X des Hörgerätes dargestellt. Zu Beginn verbindet eine Umschalteneinheit 81 die Speichereinheit (41, 43, 44) gemäss Fig. 11, hier als eine Einheit dargestellt, mit der Einheit 49. Eine Umschalteneinheit 80 steht in dargestellter Position, d.h. ist geöffnet, eine Umschalteneinheit 84 ist vorerst ebenfalls in dargestellter Position wirksam.

In diesen Schaltpositionen arbeitet die Anordnung exakt wie in Fig. 11 dargestellt und in diesem Zusammenhang erläutert. Nach Durchlaufen des anhand von Fig. 11 erläuterten Abgleichverfahrens werden die ermittelten Parameteränderungen  $\Delta\alpha_k, \Delta CB_k, \Delta T_k$ , welche das individuelle Lautheitsmodell (I) in das Norm-Lautheitsmodell (N) überführen, bei Inbetriebnahme des Hörgerätes durch Umschalten der Umschalteneinheit 80 in die analog zur Speichereinheit 41, 43, 44 wirkende Speichereinheit 41', 43', 44' geladen. Die Umschalteneinheit 81 wird auf den Ausgang letzterwähnter Speichereinheit umgeschaltet. Gleichzeitig wird die Modifikationseinheit 49 deaktiviert (DIS), so dass sie direkt die Daten aus der Speichereinheit 41' bis 44' unmodifiziert und bleibend der Recheneinheit 53c zuleitet.

Die Umschalteinheit 84 wird umgeschaltet, so dass nun der Ausgang an der Recheneinheit 53c, nun als Recheneinheit 53' gemäss Fig. 12a) wirkend, über die Stellgrössen-Steuereinheit 70a auf die Uebertragungsstrecke mit den Einheiten 66 des Hörgerätes wirkt. Vorzugsweise wirken die  $\Delta Z_k$ -Parameter  $\Delta \alpha_k$ ,  $\Delta CB_k$ ,  $\Delta T_k$ , wie gestrichelt dargestellt, nebst  $L_{KOR}$  auf die Stellgrössen-Steuereinheit 70a.

Auf diese Art und Weise wird die im Hörgerät integrierte Lautheitsmodell-Recheneinheit 53c vorerst zur Ermittlung der zur Korrektur notwendigen Modellparameteränderungen  $\Delta \alpha_k$ ,  $\Delta CB_k$ ,  $\Delta T_k$  und dann, im Betrieb, zur zeitvariablen Führung der Uebertragungs-Stellgrössen des Hörgerätes - entsprechend den momentanen akustischen Verhältnissen - eingesetzt.

## Klangoptimierung

Die Bestimmung der Korrekturlautheits-Modellparameter am Hörgerät und damit der notwendigen Stellgrössen für im allgemeinen nichtlineare kanalspezifische Verstärkungen, z.B. für einen Schwerhörigen, erlaubt verschiedene Zielfunktionen, oder es können die gestellten Lautheitsanforderungen als eine Zielfunktion, wie erwähnt wurde, mit unterschiedlichen Sätzen von Korrekturlautheits-Modellparametern und mithin Stellgrössen  $\Delta SG_{66}$  erreicht werden.

Man versucht im allgemeinen, das Individuum, d.h. den Schwerhörigen, so zu rehabilitieren, dass er wieder wie die Norm empfindet. Dieses Ziel wurde gemäss den bisherigen Erläuterungen bezüglich Lautheit erreicht. Das Ziel, nämlich dass das Individuum mit dem Hörgerät dieselbe Lautheitsempfindung wahrnimmt wie die Norm, muss aber nicht zwangsläufig bereits das Optimum der individuellen Hörbedürfnisse, insbesondere klanglicher Art, sein.

Man muss davon ausgehen, dass individuelle Abweichungen zum genannten Ziel, d.h. zur Angleichung der Lautheit an die Isophonen durchschnittlich Normalhörender, in der Praxis als optimaler empfunden werden, falls man überhaupt einen dies berücksichtigenden Feinabgleich, nämlich Optimierung der Hörgeräteparameter auch für optimale akustische Klangwahrnehmung, in Betracht ziehen will.

Erfahrungsgemäss werden sogenannte Klangparameter hauptsächlich mit dem Frequenzgang des Hörgerätes in Verbindung gebracht. Im Bereich der hohen, mittleren und tiefen Frequenzen sollte deshalb die Verstärkung manchmal angehoben und/oder abgesenkt werden können, um den Wohlklang des Gerätes zu beeinflussen, wie das bei Hi-Fi-Systemen gebräuchlich ist.

Wird aber an einem wie bis anhin beschrieben bezüglich Isophonen der Norm optimal eingestellten Hörgerät die Verstärkung frequenzselektiv, also in bestimmten Uebertragungskanal, angehoben, so ändert sich damit die Korrekturlautheit.

Damit stellt sich die weitere Aufgabe, bei einem lautheitsoptimierten Hörgerät den hierfür eingesetzten Korrekturparametersatz so zu ändern, dass einerseits das Klangempfinden verändert wird, andererseits das vormals erreichte Ziel, nämlich individuelles Lautheitsempfinden mit Hörgerät wie die Norm, beibehalten wird.

Aufgrund der mehrparametrischen Optimierungsaufgabe, die zur Erfüllung der Lautheitsanforderung führt, können, wie vorgängig erwähnt wurde, mehrere Parametersätze zur Lösung führen, d.h. es ist durchaus möglich, gezielt Parameter des Korrekturlautheitsmodells zu ändern und Beibehalten der Lautheitsanforderung durch entsprechende Änderung anderer Modellparameter sicherzustellen.

Dies soll anhand von Fig. 14, ausgehend von Fig. 11, erläutert werden.

Fig. 14 zeigt die zusätzlich zu den Vorkehrungen von Fig. 11 zu treffenden Massnahmen; die gleichen Funktionsblöcke, welche bereits in Fig. 11 aufgeführt und damit erläutert wurden, weisen dieselben Positionsziffern auf.

Dabei ist selbstverständlich, dass die folgenden Erläuterungen auch für ein System nach Fig. 13 gelten sowie für das Stellen der Hörgeräte nach den Fig. 12a), b). Aus Uebersichtsgründen werden die vorzunehmenden Massnahmen jedoch ausgehend von Fig. 11 dargestellt.

Bezüglich Klangempfinden existieren Beurteilungskriterien, wie sie beispielsweise von Nielsen beschrieben werden, nämlich scharf, schrill, dumpf, klar, hallig, um nur einige zu nennen.

In Analogie zur Quantifizierung des Lautheitsempfindens bzw. zur Lautheitsskalierung, wie sie anhand von Fig. 1 erläutert wurde, kann auch eine nach spezifischen Kategorien gegliederte Klangempfindung numerisch skaliert werden, z.B. nach den erwähnten, von Nielsen bekannten Kriterien. Nachdem nun gemäss Fig. 14 bzw. 11 das Hörgerät HG durch Auffinden eines Korrekturparametersatzes ( $\Delta \alpha_k$ ,  $\Delta CB_k$ ,  $\Delta T_k$ ) so gestellt worden ist, dass das Individuum mit dem Hörgerät mindestens genähert dieselbe Lautheitswahrnehmung hat wie die Norm, gibt das Individuum, beispielsweise bei den gleichen präsentierten, breitbandigen normakustischen Signalen  $A_{dk}$ , an einer Klangskalierungseinheit 90 sein Klangempfinden ein. An der Einheit 90 wird jeder Klangkategorie ein numerischer Wert zugeordnet. An einer Differenzeinheit 92 wird das individuell quantifizierte Klangempfinden  $KL_i$  mit dem beispielsweise statistisch ermittelten

Klangempfinden  $KL_N$  der Norm bei denselben akustischen Signalen  $A_{\Delta k}$  verglichen. Diese sind in einer Speichereinheit 94 abrufbar gespeichert.

Nun sind aber aus der Klangempfindungsaussage des Individuums bezüglich der spektralen Zusammensetzung des von ihm empfundenen Signals direkt Schlüsse möglich. Ist beispielsweise das Klangempfinden des Individuums mit dem lautheitsabgeglichenen Hörgerät beispielsweise zu schrill, so ist ohne weiteres ersichtlich, dass die Verstärkung an mindestens einem der hörfrequenten Kanäle des Hörgerätes HG zurückzunehmen ist. Die dadurch entstehende Lautheitsänderung muss aber durch Eingriff auf an der Lautheitsbildung beteiligte Kanäle, nämlich mit entsprechenden Verstärkungsänderungen, rückgängig gemacht werden, um weiterhin das vormals erreichte Ziel nicht preiszugeben. Weicht also Klangempfindung des Individuums mit lautheitsabgeglichenem Hörgerät von demjenigen der Norm ab, so wird gemäss Fig. 14 eine Klangcharakterisierungseinheit 96, beispielsweise zwischen Vergleichseinheit 59 und Parametermodifizierungs- bzw. -inkrementierungseinheit 49, aktiviert, welche die Parametermodifikation an der Einheit 49 in ihrem Freiheitsgrad beschränkt, d.h. einen oder mehrere der erwähnten Parameter, unabhängig von der an Einheit 59 minimal erhaltenen Differenz, verändert und konstant hält.

Nun muss das in Fig. 11 bzw. 14 nicht mehr dargestellte Fehlerkriterium  $\Delta R$  als Abbruchkriterium gemäss Fig. 10 neuerdings erfüllt werden: bei Festhalten des erwähnten Parameters werden über Einheit 59 die noch freien Parameter so lange geändert, bis wiederum der Norm entsprechende Lautheit empfunden wird -  $L_1 = L'_N$  -, aber nun mit geänderter Klang.

Die Klangcharakterisierungseinheit 96 wird dabei vorzugsweise mit einer Expertendatenbank verbunden, in Fig. 14 schematisch bei 98 dargestellt, welcher die Information bezüglich individueller Klangempfindungsabweichung von der Norm zugeführt wird. In der Expertendatenbank 98 sind beispielsweise Informationen gespeichert, wie

"schrill bei  $A_{\Delta k}$  ist die Folge von zuviel Verstärkung in den Kanälen Nr. ..."

Wird "schrill empfunden, so wird, ausgehend von der Expertendatenbank und der Klangcharakterisierungseinheit 96, die Verstärkung in ein oder mehreren der höher frequenten Hörgerätekanäle zurückgenommen, womit an der Vergleichseinheit 59 das Abbruchkriterium  $\Delta R$  gemäss Fig. 10 nicht mehr erfüllt ist und ein neuer Suchzyklus für die Korrekturmodellparameter einsetzt, jedoch mit durch das Expertensystem vorgeschriebener Rücknahme der Verstärkung in höher frequenten Hörgerätekanälen.

Eine spezifische Konstellation gleichzeitig vorherrschender Korrekturkoeffizienten  $\Delta\alpha_k$ ,  $\Delta CB_k$  und  $\Delta T_k$  in einem betrachteten kritischen Frequenzband  $k$  kann als bandspezifischer Zustandsvektor  $Z_k(\Delta\alpha_k, \Delta CB_k, \Delta T_k)$  des Korrekturlautheitsmodells betrachtet werden. Die Gesamtheit aller bandspezifischen Zustandsvektoren  $Z_k$  bildet den bandspezifischen Zustandsraum, der im hier betrachteten Fall dreidimensional ist. Für jedes Klangmerkmal, das bei der Klangskalierung auftreten kann, sind bandspezifische Zustandsvektoren  $Z_k$  primär verantwortlich, bei "schrill und "dumpf" in hochfrequenten kritischen Bändern. Dieses Expertenwissen muss als Regeln in der Klangcharakterisierungseinheit 96 bzw. dem Expertensystem 98 abgelegt sein.

Sind die bandspezifischen Korrekturzustandsvektoren  $Z_k$ , welche ein Lautheitsempfinden des Individuums mit Hörgerät im wesentlichen gleich demjenigen der Norm ergeben, wie vorgängig beschrieben wurde, gefunden, so muss zur Klangveränderung mindestens in einem der kritischen Bänder ein geänderter Zustandsvektor  $Z'_k$  gesucht werden. Dabei muss bei Veränderung des einen bandspezifischen Zustandsvektors entweder dieser selbst so weiter verändert werden, dass die Lautheit gleich bleibt, oder aber mindestens ein weiterer bandspezifischer Zustandsvektor muss hierzu mitverändert werden. Damit ergeben sich die Parameter des Korrekturlautheitsmodells am Hörgerät, ausgehend von den Parametern der Norm, aus einer ersten inkrementalen Aenderung " $\Delta$ " zur normentsprechenden Lautheitsanpassung und aus zweiten inkrementalen Aenderungen  $\delta$  für den Klangabgleich.

Das Korrekturlautheitsmodell am Hörgerät, beispielsweise nach Fig. 12a), verwendet mithin Parameter der Art

$$\alpha_{KOR} = \pm \Delta\alpha_k \pm \delta\alpha_k; CB_{KOR} = \pm \Delta CB_k \pm \delta CB_k; T_{KOR} = \pm \Delta T_k.$$

Bei jedem neu aufgefundenen oder angesteuerten bandspezifischen Zustandsvektor am Hörgerätemodell,  $Z'_k$ , welcher dem Individuum eine neue Klangfarbe vermitteln soll, werden die entsprechenden Stellgrößen gemäss Fig. 12a), 12b) bzw. 13 auf die Stellglieder an den Hörgerätekanälen geschaltet und das Hörgerät dadurch neu eingestellt, worauf das Individuum bei weiterhin der Norm entsprechender Lautheitsempfindung neuerlich die Klangqualität beurteilt und entsprechend an der Einheit 90 gemäss Fig. 14 eingibt. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, d.h. vorzeichenrichtig immer wieder neue  $\delta\alpha_k$ ,  $\delta CB_k$  und  $\delta T_k$  gesucht, bis das mit dem Hörgerät ausgerüstete Individuum die präsentierten akustischen Signale zufriedenstellend wahrnimmt, z.B. auch dessen Klangqualität gleich beurteilt wie die Norm.



Anstelle einer absoluten Aussage betreffs Klangqualität, welche sich beim oben beschriebenen interaktiven Verfahren an der Aussage Normalhörender (Speicher 94) orientiert, haben sich auch verschiedene iterativ vergleichende, relative Testverfahren, beispielsweise nach Neuman und Levitt, für die Klangempfindungsoptimierung bewährt. So ist es durchaus möglich, eine Vielzahl zusammengehörender kanalspezifischer Zustandsvektorsätze, welche je die Lautheitskriterien erfüllen, wie erläutert wurde, zu berechnen, indem jedes Mal, wenn das Abbruchkriterium  $\Delta R$  nach Fig. 10 erreicht ist, ein neuer Rechenzyklus ausgelöst wird, beispielsweise mit einem geänderten kanalspezifischen Zustandsvektor. Das Individuum kann nachmals beispielsweise in einem systematischen Auswahlverfahren aus den gefundenen, alle die Lautheitsanforderungen erfüllenden Sätzen von kanalspezifischen Zustandsvektoren denjenigen Satz erui-

ren, der es klanglich optimal befriedigt.  
In Fig. 15 ist, wiederum in Funktionsblockdarstellung, das erfindungsgemässe Hörgerät gemäss Fig. 12b) (Modell Differenz-Variante) in einer Form dargestellt, wie es bevorzugterweise realisiert wird. Um den Ueberblick zu erleichtern, werden dabei dieselben Bezugszeichen eingesetzt, wie sie für das erfindungsgemässe Hörgerät gemäss Fig. 12b) verwendet wurden.

Das Ausgangssignal des Eingangswandlers 63 des Hörgerätes wird einer Zeit/Frequenztransformation an einer Transformationseinheit TFT 110 unterworfen. Das resultierende Signal, im Frequenzbereich, wird in der mehrkanaligen zeitvarianten Lautheitsfiltereinheit 112 mit den Kanälen 66 an die Frequenz-Zeitbereichs-FTT-Transformationseinheit 114 übertragen und von dort, im Zeitbereich, an den Ausgangswandler 65, beispielsweise einen Lautsprecher oder einen anderen Reiztransducer für das Individuum. An einem Rechenteil 53a wird aus dem Eingangssignal im Frequenzbereich sowie den Norm-Modellparametern entsprechend  $Z_{kN}$  die Normlautheit  $L_N$  berechnet.

Analog wird ausgangsseitig des Lautheitsfilters 112 die Individuumlautheit  $L_I$  berechnet. Die Lautheitswerte  $L_N$  und  $L_I$  werden der Kontrollereinheit 116 zugeführt. Die Kontrollereinheit 116 stellt am Lautheitsfilter 112 die Stellglieder, wie die Multiplikatoren 66a bzw. programmierbare Verstärker, so, dass

$$L_I = L_N$$

wird.

Mit diesem erfindungsgemässen Hörgerät wird die individuelle Lautheit auf die Normlautheit korrigiert, indem die Isophonen eines Individuums an diejenigen der Norm angeglichen werden.

### Lautheits-korrigierte Frequenzentmaskierung

Auch wenn mit dem erfindungsgemässen Hörgerät, wie beispielsweise in Fig. 15 dargestellt, die Zielfunktion "Normlautheit" und gegebenenfalls auch Klangwahrnehmungsoptimierung erzielt werden können, so ist doch die Verständlichkeit von Sprache noch nicht zwingend optimal. Dies rührt vom Maskierungsverhalten des menschlichen Gehörs her, welches bei einem geschädigten individuellen Gehör anders ist als bei der Norm. Das Frequenzmaskierungsphänomen besagt, dass leise Töne in enger Frequenznachbarschaft von lauten Tönen ausgeblendet werden, also zur Lautheitswahrnehmung nicht beitragen.

Soll nun die Verständlichkeit weiter erhöht werden, so muss sichergestellt werden, dass diejenigen spektralen Anteile, die bei der Norm unmaskiert vorliegen, also wahrgenommen werden, auch beim gegebenenfalls geschädigten individuellen Gehör wahrgenommen werden, welches letzteres sich meist durch ein verbreitertes Maskierungsverhalten auszeichnet. Beim geschädigten Gehör wurden üblicherweise Frequenzkomponenten maskiert, welche beim Normgehör unmaskiert sind.

Fig. 16 zeigt, ausgehend von der Darstellung des bisher beschriebenen erfindungsgemässen Hörgerätes nach Fig. 15, eine Weiterentwicklung, bei der nebst der Lautheitskorrektur des Individuums auch eine Maskierungskorrektur für ein schwerhörendes Individuum, mithin eine Frequenzentmaskierung, vorgenommen wird. Dabei ist vorab festzuhalten, dass durch Aenderung des Maskierungsverhaltens des Hörgerätes und mithin seines Frequenzübertragungsverhaltens auch die Lautheitsübertragung ändert, womit jeweils nach Veränderung des Frequenzmaskierungsverhaltens iterativ auch die Lautheitsübertragung neu erstellt werden muss.

Gemäss Fig. 16 wird das Eingangssignal des Hörgerätes im Frequenzbereich einer Norm-Maskierungsmodelleinheit 118a zugeführt, woran das Eingangssignal so maskiert wird wie bei der Norm. Wie das Maskierungsmodell bestimmt wird, wird später erläutert.

Das Ausgangssignal des Hörgerätes im Frequenzbereich wird, analog, der Individuum-Maskierungsmodelleinheit 118b zugeführt, woran das Ausgangssignal des Hörgerätes dem Maskierungsmodell des intrinsischen Individuums unterworfen wird. Die mit den Modellen N und I maskierten Eingangs- und Ausgangssignale werden dem Maskierungskontroller 122 zugeführt und daran verglichen. In Funktion der Vergleichsre-

sultate greift der Kontroller 122 in regelndem Sinne auf ein Maskierungsfilter 124 so lange ein, bis die Maskierung "Hörgerät-Uebertragung und Individuum" derjenigen der Norm angeglichen ist.

Dem mehrkanaligen zeitvariablen Lautheitsfilter 112 ist das ebenso mehrkanalige zeitvariable Maskierungsfilter 124 nachgeschaltet, welches in Funktion der am Maskierungskontroller 122 ermittelten Differenz, wie erwähnt, so gestellt wird, dass das normmaskierte Eingangssignal an Einheit 118a gleich dem "Individuum + Hörgerät"-maskierten Ausgangssignal an Einheit 118b wird. Wenn nun über den Maskierungskontroller 122 und die Maskierungsfiltereinheit 124 das Uebertragungsverhalten des Hörgerätes verändert worden ist, stimmt im allgemeinen die Korrekturlautheit  $L_{KOR}$  der Uebertragung nicht mehr mit der geforderten überein: und der Lautheitskontroller 116 stellt am Mehrkanal-zeitvariablen Lautheitsfilter 112 die Stellgrößen so nach, dass der Kontroller 116 wieder gleiche Lautheiten  $L_I$ ,  $L_N$  feststellt.

Maskierungskorrektur über Kontroller 122 und Lautheitsnachführung über Kontroller 116 erfolgen somit iterativ, wobei das eingesetzte Lautheitsmodell, definiert durch die Zustandsvektoren  $Z_{LN}$ ,  $Z_{LI}$ , unverändert bleibt. Erst wenn sowohl am Lautheitskontroller 116 wie auch am Maskierungskontroller 122 die durch iterative Abgleichung der Filter 112 bzw. 124 erzielten Uebereinstimmungen innerhalb enger Toleranzen erreicht sind, wird das übertragene Signal an der Frequenz/Zeit-Transformationseinheit 114 in den Zeitbereich rückgewandelt und an das Individuum übertragen.

Analog zum Lautheitsmodell ist das Frequenzmaskierungsmodell durch Zustandsvektoren  $Z_{FMN}$  bzw.  $Z_{FMI}$  parametrisiert.

Anhand von Fig. 17 soll, ausgehend vom beispielsweise dargestellten Maskierungsverhalten Normalhörender N, dasjenige schwerhörender Individuen I erläutert werden und, von letzterem rückschreitend, die Maskierungskorrektur in stark vereinfachter Darstellung erläutert werden.

Wenn gemäss der Darstellung N von Fig. 17 dem menschlichen Gehör ein statisches akustisches Signal, beispielsweise mit den dargestellten drei Frequenzkomponenten  $f_1$ - $f_3$ , präsentiert wird, so ist jedem Frequenzanteil entsprechend seiner Lautheit eine Maskierungskurve  $F_{ix}$  zugeordnet. Zur Klang- und Lautheitswahrnehmung des präsentierten breitbandigen Signals, beispielsweise mit den Frequenzkomponenten  $f_1$ - $f_3$ , tragen nur die jeweils über den Maskierungsgrenzen, entsprechend den  $F_i$ -Funktionen, überragenden Pegelanteile bei. Bei der dargestellten Konstellation nimmt die Norm eine Lautheit wahr, an der die nicht maskierten Anteile  $L_{11N}$ - $L_{13N}$  beitragen. Im wesentlichen sind die Steigungen  $m_{unN}$  und  $m_{obN}$  der Maskierungsverläufe  $F_i$  in erster Näherung frequenz- und pegelunabhängig, wenn, wie dargestellt, die Frequenzskalierung in "bark", gemäss E. Zwicker (in kritischen Bändern), erfolgt.

Bei einem schwerhörenden Individuum I sind die Maskierungsverläufe  $F_i$ , was die Steigungen  $m$  anbelangt, verbreitert, und sie sind zudem angehoben. Dies ist aus der Darstellung für ein schwerhörendes Individuum I unten in Fig. 17 ersichtlich, gemäss welcher bei gleichen präsentierten akustischen Signalen mit den Frequenzkomponenten  $f_1$ - $f_3$  die Komponente auf der Frequenz  $f_2$  nicht wahrgenommen wird und damit auch zur wahrgenommenen Lautheit nichts beiträgt. Gestrichelt ist in der Charakteristik I von Fig. 17 nochmals das Frequenzmaskierungsverhalten der Norm N dargestellt.

Es geht nun darum, durch eine "Frequenzentmaskierungs-Filterung" an einem Hörgerät für das Individuum I eine Filtercharakteristik zu realisieren, welche das Maskierungsverhalten des Individuums auf dasjenige der Norm korrigiert. Dies wird, wie in Fig. 17 bei 126 prinzipiell dargestellt, in vorzugsweise jedem je einem kritischen Frequenzband zugeordneten Kanal des Hörgerätes durch ein Filter realisiert, welche gesamthaft mit frequenzabhängiger Verstärkung  $G'$  insbesondere die beim geschädigten Individuum ausmaskierten Frequenzanteile so anheben, dass die gleichen Frequenzanteile wie bei der Norm gleichviel zur Klangwahrnehmung und zur Lautheitsempfindung des Individuums beitragen. Die Korrektur der  $L_{11N}$ ,  $L_{13N}$ -Anteile auf die  $L_{11I}$ ,  $L_{13I}$ -Werte wird durch die Lautheitskorrektur - unterschiedliche  $T_{KI}$ ,  $T_{KN}$  - erreicht.

Bei nicht stationären Signalen, d.h. wenn die Frequenzanteile des präsentierten akustischen Signals in der Zeit variieren, variiert selbstverständlich auch die durch alle frequenzspezifischen Maskierungskennlinien  $F_i$  gebildete Gesamtmaskierungsgrenze FMG über das gesamte Frequenzspektrum, womit das Filter 126 bzw. die kanalspezifischen Filter zeitvariabel geführt werden müssen.

Das Frequenzmaskierungsmodell für die Norm ist aus E. Zwicker oder aus ISO/MPEG gemäss Literaturangabe unten bekannt. Das jeweilig geltende individuelle Frequenzmaskierungsmodell mit FMG<sub>i</sub> muss aber erst bestimmt werden, um die individuell notwendige Korrektur, wie schematisch mit dem Entmaskierungsfilter 126 in Fig. 17 dargestellt, vornehmen zu können.

Im weiteren werden am erfindungsgemässen Hörgerät Frequenzanteile, welche nach dem Frequenzmaskierungsmodell der Norm maskiert werden, also zur Lautheit nichts beitragen, gar nicht berücksichtigt, d.h. nicht übertragen.

Anhand von Fig. 18 soll nun erläutert werden, wie an einem Individuum das individuelle Maskierungsmodell FMG<sub>i</sub> ermittelt wird.

Schmalbandiges Rauschen  $R_o$ , bevorzugterweise zentriert bezüglich der Mittenfrequenz  $f_o$  eines kritischen Frequenzbandes  $CB_k$  der Norm oder, falls wie vorgängig beschrieben bereits bestimmt, des Individuums, wird dem Individuum über Kopfhörer oder, und bevorzugterweise, über das bereits lautheitsoptimierte Hörgerät präsentiert. Dem Rauschen  $R_o$  wird ein Sinussignal, vorzugsweise bei der Mittenfrequenz  $f_o$ , beigemischt, ebenso wie oberhalb und unterhalb des Rauschspektrums Sinussignale bei  $f_{un}$  und  $f_{ob}$ . Diese Testsinussignale werden zeitsequentiell beigemischt. Durch Variation der Amplitude der Signale auf  $f_{un}$ ,  $f_o$  und  $f_{ob}$  wird ermittelt, wann das Individuum, dem das Rauschen  $R_o$  präsentiert wird, an diesem Rauschen eine Veränderung wahrnimmt. Die entsprechenden Wahrnehmungsgrenzen, in Fig. 18 mit  $A_{wx}$  bezeichnet, legen drei Punkte des Frequenzmaskierungsverhaltens  $F_{loi}$  des Individuums fest. Dabei werden bevorzugterweise vorab gewisse Abschätzungen eingesetzt, um das Ermittlungsverfahren zu verkürzen. Die Maskierung bei der Mittenfrequenz  $f_o$  wird bei Schwerhörigen anfänglich auf -6dB geschätzt. Die Frequenzen  $f_{un}$  und  $f_{ob}$  werden um eine bis drei kritische Bandbreiten bezüglich  $f_o$  versetzt gewählt. Dieses Vorgehen wird vorzugsweise bei zwei bis drei verschiedenen Mittenfrequenzen  $f_o$  durchgeführt, verteilt über den Hörbereich des Individuums, um in genügender Näherung  $FMG_i$ , das Frequenzmaskierungsmodell des Individuums zu bestimmen bzw. dessen Parameter, wie insbesondere  $m_{obl}$ ,  $m_{unf}$ .

In Fig. 19 ist schematisch der Versuchsaufbau zur Ermittlung des Frequenzmaskierungsverhaltens eines Individuums gemäss Fig. 18 dargestellt. An einem Rauschgenerator 128 werden Rauschmittenfrequenz  $f_o$ , Rauschbandbreite  $B$  und die mittlere Rauschleistung  $A_N$  eingestellt. An einer Ueberlagerungseinheit 130 wird das Ausgangssignal des Rauschgenerators 128 mit den jeweiligen Testsinussignalen überlagert, welche an einem Sinusgenerator 132 eingestellt werden. Am Testsinustgenerator 132 sind Amplitude  $A_s$ , Frequenz  $f_s$  einstellbar. Der Testsinustgenerator 132 wird, wie anhand von Fig. 20 erläutert werden wird, vorzugsweise getaktet betrieben, wozu er, beispielsweise über einen Taktgeber 134, zyklisch aktiviert wird. Ueber einen Verstärker 136 wird das Ueberlagerungssignal dem Individuum über kalibrierte Kopfhörer oder, und bevorzugterweise, direkt über das noch bezüglich Frequenzmaskierung zu optimierende Hörgerät gemäss Fig. 16 zugeführt.

Gemäss Fig. 20 werden dem Individuum, beispielsweise im Sekundentakt, die Rauschsignale  $R_o$  dargeboten, und in einem der Rauschpakete wird das jeweilige Testsinussignal TS beigemischt. Das Individuum wird gefragt, ob und, wenn ja, welches der Rauschpakete anders als die übrigen klingt. Klingen für das Individuum alle Rauschpakete gleich, so wird die Amplitude des Testsignals TS so lange erhöht, bis das entsprechende Rauschpaket anders als die übrigen wahrgenommen wird, dann ist der zugehörige Punkt  $A_w$  auf der Frequenzmaskierungs-Kennlinie  $FMG_i$  gemäss Fig. 18 gefunden. Aus dem so ermittelten Maskierungsmodell des Individuums und dem bekannten der Norm kann das Entmaskierungsmodell gemäss Block 126 von Fig. 17 ermittelt werden.

Mit Blick auf Fig. 16 wird am Block 118a eigentlich die SOLL-Maskierung je nach präsentiertem akustischem Signal berechnet und über den Maskierungs-Kontroller 122 das Filter 124 in der Signalübertragungsstrecke so lange verstellt, bis die Maskierung daran und am Individuum - Modell an 118b - das gleiche Resultat liefert, wie vom Führungsmaskierungsmodell in Block 118a gefordert. Wie erwähnt, verändert sich mit der Frequenzmaskierungskorrektur im allgemeinen auch die Lautheitsübertragung, so dass Lautheitsregelung und Frequenzmaskierungsregelung abwechselnd so lange vorgenommen werden, bis beide Kriterien mit erforderter Genauigkeit erfüllt sind, dann erst wird über Block 114 das "quasi momentan" vorliegende akustische Signal in den Zeitbereich rückgewandelt und dem Individuum übermittelt.

An dieser Stelle muss im weiteren bemerkt werden, dass es durchaus möglich ist, anstelle der tatsächlichen Ausmessung des individuellen Frequenzmaskierungsverhaltens letzteres aus Audiogrammessungen und/oder der Lautheitsskalierung gemäss Fig. 3 mindestens abzuschätzen. Wird zur Modellidentifikation des Individuums von angenäherten Schätzungen ausgegangen, so wird das Identifikationsverfahren (Fig. 18 bis 20) wesentlich verkürzt.

### Lautheitskorrigierte Zeitmaskierung

Auch wenn die Lautheit, welche ein Individuum mit dem Hörgerät wahrnimmt, mit der von der Norm wahrgenommenen Lautheit übereinstimmt und zudem, wie beschrieben wurde, das Frequenzmaskierungsverhalten des Systems Hörgerät mit Individuum dem Frequenzmaskierungsverhalten der Norm angeglichen ist, was ebenfalls mit den vorbeschriebenen Massnahmen erreicht wird, bleibt die Sprachverständlichkeit noch nicht optimal. Dies, weil das menschliche Gehör als weitere psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse auch ein Maskierverhalten in der Zeit aufweist, das sich bei der Norm vom Zeitmaskierverhalten bei einem Individuum, insbesondere einem schwerhörigen Individuum, unterscheidet.

Während das Frequenzmaskierungsverhalten aussagt, dass, bei Vorliegen eines Spektralanteils eines akustischen Signals mit hohem Pegel, gleichzeitig anliegende Spektralanteile mit tiefen Pegeln und in enger Frequenznachbarschaft des Hochpegelanteils zur wahrgenommenen Lautheit unter Umständen nichts beitragen, ergibt sich aus dem Maskierungsverhalten in der Zeit, dass zeitlich nach dem Vorliegen eines lauten akustischen Signals leise unter Umständen nicht wahrgenommen werden. Deshalb ist auch langsa-  
 5 meres Sprechen für die zeitliche Entmaskierung eines Schwerhörigen hilfreich.

In Analogie zu den weiter oben erkannten und gelösten Problemen betreffs Lautheit, Klangoptimierung und Frequenzmaskierung, geht es mithin für eine weitere Erhöhung der Verständlichkeit darum, Signalabschnitte, welche bei der Norm zeitunmaskiert sind, mit Hilfe eines erfindungsgemässen Hörgerätes auch  
 10 unmaskiert vom Individuum wahrnehmen zu lassen.

Bei Berücksichtigung bzw. Korrektur des Zeitmaskierungsverhaltens an einem wie bis anhin beschriebenen konzipierten Hörgerät ist grundsätzlich zu bedenken, dass das bis anhin beschriebene Vorgehen auf der Verarbeitung einzelner Spektren beruht. Wechselwirkungen von sich zeitlich folgenden Spektren waren nicht zu berücksichtigen. Im Gegensatz dazu ist bei der Berücksichtigung des Zeitmaskierungseffektes ein Kausalzusammenhang herzustellen zwischen momentan anstehenden akustischen Signalen und zukünftigen anstehenden akustischen Signalen. M.a.W. ist ein weiterentwickeltes, auch das Zeitmaskierungsverhalten berücksichtigendes Hörgerät grundsätzlich mit zeitvariablen Zeitverzögerungsvorkehrungen ausgerüstet, um die Auswirkungen eines vergangenen akustischen Signals auf ein nachmals anstehendes berücksichtigen und steuern zu können. Dies besagt aber auch, dass die Lautheitskorrektur und Frequenzmaskierungskorrektur, wie erwähnt auf Einzelspektren beruhend, so in der Zeit mitzuschieben sind, dass zugehörige Ein- und Ausgangsspektren zur Bildung der Lautheits- und Frequenzmaskierungskorrekturen zeitlich syn-  
 15 chron bleiben.

Wiederum gilt dabei, dass eine Veränderung bzw. Korrektur der zeitlichen Signalabfolge, die zu einer Zeitmaskierungskorrektur notwendig ist, die jeweils momentane Lautheit verändert, womit die Lautheitskorrektur, wie bereits im Zusammenhang mit der Frequenzmaskierungskorrektur ausgeführt wurde, nachgeführt werden muss.  
 25

In Fig. 21 ist, ausgehend von der vorbeschriebenen Hörgerätestruktur, insbesondere nach Fig. 16, deren Modifikation zur Mitberücksichtigung von Zeitmaskierungskorrekturen dargestellt. Nach der Zeit/Frequenz-Transformation an der Einheit 110 werden in der Zeit sequentiell angefallene Signalspektren in einem Spektrum/Zeit-Puffer 140 abgelegt (Wasserfall-Spektren-Darstellung). Wahlweise kann die Spektrum-über-Zeit-Darstellung auch mit der Wigner-Transformation (s. Lit. 13, 14) berechnet werden. Mehrere zeitsequentiell angefallene und abgespeicherte Eingangsspektren werden an der Norm-Lautheit-Recheneinrichtung 53'a - für die einzelnen Spektren in der Frequenz analog zur Recheneinrichtung 53a von Fig. 16 wirkend - verarbeitet und das  $L_N$ -Zeitbild der Kontrollereinheit 116a zugeführt.  
 30

Der Frequenz/Zeit-Rücktransformationseinheit 114 (Wigner-Rücktransformation bzw. Wigner-Synthese) ist ein analog zum Puffer 140 wirkender Spektrum/Zeit-Puffer 142 vorgeschaltet.  
 35

Analog ermittelt eine weitere Recheneinrichtung 53'b das Zeitbild der anhand der Spektren ermittelten  $L_T$ -Werte. Dieses Zeitbild wird mit dem Zeitbild der  $L_N$ -Werte am Controller 116a verglichen, und mit dem Vergleichsresultat wird eine Multikanal-Lautheitsfiltereinheit 112a mit gesteuert zeitvariabler Dispersion (Phasenschiebung, Zeitverzögerung) angesteuert. Am Filter 112a wird mithin sichergestellt, dass das zeitliche Korrektur-Lautheitsbild der Uebertragung mit dem Lautheitsbild des Individuums demjenigen der Norm entspricht.  
 40

Die in den Puffern 140 bzw. 142 abgelegten Spektren, die gesamthaft Signale über eine vorgegebene Zeitspanne, beispielsweise von 20 bis 100msec, abbilden, werden weiter Zeit- und Frequenz-Maskierungsmodellrechnern für die Norm 118'a und das Individuum 118'b zugeführt, die je mit den Norm- und Individuumparametern bzw. Zustandsvektoren parametrisiert sind,  $Z_{FM}$ ,  $Z_{TM}$ . Darin sind sowohl Frequenzmaskierungsmodell  $F_N$ , analog zu Fig. 16, wie auch Zeitmaskierungsmodell  $T_M$  implementiert. Die Ausgänge der Rechner 118'a, 118'b wirken auf eine Maskierungs-Kontrollereinheit 122a, welche letztere auf das Multikanal-Entmaskierungsfilter 124a wirkt, woran nun zusätzlich zu 124 von Fig. 16 auch die Dispersion zeitvariabel steuerbar ist. Ueber die Modellierungsrechner 118'a, 118'b und die Kontrollereinheit 122a wird  
 50 die Filtereinheit 124a so betreffs Frequenzübertragung und Zeitverhalten gesteuert, dass das frequenz- und zeitkorrigiert maskierte zeitliche Eingangsspektralbild mit dem individuell modellierten (118'b) des Ausgangs-Zeitspektralbildes übereinstimmt.

Die Ansteuerung des Lautheitsfilters 112a und des Maskierungs-Korrekturfilters 124a erfolgt dabei bevorzugterweise abwechselnd, bis beide zugeordneten Controller 116a und 122a vorgegebene minimale Abweichungskriterien detektieren. Erst dann werden die Spektren in der Puffereinheit 142 in richtiger Zeitsequenz an der Einheit 114 in den Zeitbereich rückgewandelt und an das das Hörgerät tragende Individuum übertragen.  
 55

Fig. 21 zeigt eine Hörgerätestruktur, bei der Lautheitskorrektur, Frequenzmaskierungskorrektur und Zeitmaskierungskorrektur an in den Frequenzbereich gewandelten Signalen erfolgt.

Eine technisch gegebenenfalls einfachere Ausführungsvariante gemäss Fig. 22 berücksichtigt Zeitphänomene konsequent an Signalen im Zeitbereich und Phänomene bezüglich Frequenzgang an Signalen im Frequenzbereich. Hierzu wird vor der Zeit-Frequenz-Transformationseinheit 110, welche gemäss der Ausführung von Fig. 16 vorzugsweise eine momentane Spektrumtransformation ausführt, wie schematisch dargestellt, eine Zeitmaskierungs-Korrektureinheit 141 vorgeschaltet oder, gegebenenfalls auch ergänzend oder ersetzend, zwischen Rücktransformationseinheit 114 und Ausgangstransducer 65, wie Lautsprecher, Stimulator, z.B. ein elektrodenstimuliertes kochleares Implantat.

Zwischen den Transformationseinheiten 110 und 114 erfolgt die Signalverarbeitung im Block 117 entsprechend der Verarbeitung zwischen 110 und 114 von Fig. 16.

Die in Fig. 22 mit 140 bezeichnete Zeitmaskierungs-Korrektureinheit ist in Fig. 23 detaillierter dargestellt. Sie umfasst eine Zeit-Lautheits-Modelleinheit 142, woran, bevorzugterweise als Leistungsintegral, der Verlauf der Lautheit über der Zeit des akustischen Eingangssignals verfolgt wird. Analog wird in einer weiteren Zeit-Lautheits-Modelleinheit 142 die momentane Lautheit des Signals im Zeitbereich vor seiner Wandlung an der Zeit-Frequenz-Transformationseinheit 110 ermittelt. Die Lautheitsverläufe in der Zeit des erwähnten Eingangssignals und des erwähnten Ausgangssignals werden an einem (vereinfachten) Zeit-Lautheits-Kontroller 144 verglichen, und an einer Filtereinheit 146, nämlich im wesentlichen einer gain control-Einheit GK, wird die Lautheit des Ausgangssignals, über der Zeit betrachtet, derjenigen des Eingangssignals angeglichen.

Zur Durchführung der Zeitmaskierungskorrektur wird das Eingangssignal einer Zeitpuffereinheit 148 zugeführt, woran, gemäss W. Verheist, M. Roelands, "An overlap-add technique based on waveform similarity ...", ICASSP 93, S. 554-557, 1993, WSOLA-Algorithmen bzw., gemäss E. Moulines, F. Charpentier, "Pitch Synchronous Waveform Processing Techniques for Text to Speech Synthesis Using Diphones", Speech Communication Vol. 9 (5/6), S. 453-467, 1990, PSOLA-Algorithmen eingesetzt werden.

An einer Norm-Zeitmaskierungs-Modelleinheit  $150_N$  wird an den Eingangssignalen die noch zu beschreibende Norm-Zeitmaskierung modelliert, an der weiteren Einheit  $150_i$ , an den Ausgangssignalen der Zeitpuffereinheit 148, die individuelle Zeitmaskierung. Die an den Signalen eingangsseitig und ausgangsseitig der Zeitpuffereinheit 148 modellierten Zeitmaskierungen werden an einer Zeitmaskierungs-Kontrolleinheit 152 verglichen, und entsprechend dem Vergleichsresultat wird an der Zeitpuffereinheit 148 über die erwähnten, bevorzugterweise eingesetzten Algorithmen die Signalausgabe zeitlich gesteuert, d.h. die Uebertragung über den Zeitpuffer 148 mit gesteuert zeitvariablem Dehnungsfaktor bzw. -verzögerung.

Das Zeitmaskierungsverhalten der Norm ist wiederum aus E. Zwicker bekannt. Das Zeitmaskierungsverhalten eines Individuums soll anhand der Fig. 24 erläutert werden.

Gemäss Fig. 24 wird, wenn der Norm über der Zeit  $t$  ein akustisches Signal  $A_1$  präsentiert wird, ein zweites, nachfolgend präsentiertes akustisches Signal  $A_2$  nur dann wahrgenommen, wenn sein Pegel über der gestrichelt eingetragenen Zeitmaskierungsgrenze  $TMG_N$  liegt. Der Verlauf dieser Maskierungsgrenze beim Abklingen ist primär gegeben durch den Pegel des momentan präsentierten akustischen Signals. Folgen sich Signale mit verschiedener Lautheit, ergibt sich eine umhüllende TMG aller einzeln von den Signalen ausgelösten TMGs.

In Fig. 24 ist unter Darstellung I bei gleichen präsentierten, schematisch dargestellten akustischen Signalen  $A_1$  und  $A_2$  der Zeitmaskierungs-Grenzverlauf ZMG beispielsweise eines schwerhörenden Individuums dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass beim Schwerhörigen u.U. das in der Zeit zweite Signal  $A_2$  gar nicht wahrgenommen wird. Strichpunktiert ist im Verlauf gemäss I wiederum das beispielsweise angenommene Norm-Zeitmaskierungsverhalten  $TMG_N$  des Verlaufs N dargestellt. Aus der Differenz ist ersichtlich, dass es für eine Zeitmaskierungskorrektur grundsätzlich darum geht, entweder das zweite Signal  $A_2$  am Individuum so lange zu verzögern - mit dem Hörgerät -, bis seine individuelle Zeitmaskierungsgrenze genügend weit abgefallen ist, oder aber darum, das Signal  $A_2$  so zu verstärken, dass es auch beim Individuum über seiner Zeitmaskierungsgrenze liegt.

Wenn im Verlauf N der wahrgenommene Bereich des Signals  $A_2$  mit L bezeichnet ist, so ergibt sich bei letzterwähntem Vorgehen am Individuum, dass  $A_2$  so verstärkt werden muss, dass im besten Fall derselbe wahrgenommene Bereich L über der Zeitmaskierungsgrenze des Individuums liegt.

In jedem Fall müssen, wie sich dies auch aus den Erläuterungen zu den Fig. 21 bis 23 ergibt, aus momentanen akustischen Signalverläufen, in der Zeit verschoben, Korrekturingriffe vorgenommen werden, die zukünftig anfallende akustische Signale betreffen.

Die Abklingzeit  $T_{AN}$  der Zeitmaskierungsgrenze  $TMG_N$  an der Norm ist im wesentlichen unabhängig vom Pegel bzw. der Lautheit des die Zeitmaskierung auslösenden Signals, gemäss Darstellung von Fig. 24 von  $A_1$ . Dies gilt genähert auch für Schwerhörige, so dass es in den meisten Fällen ausreicht, pegelunab-

hängig, die Abklingzeit  $T_{AI}$  der Zeitmaskierungsgrenze  $TMG_i$  zu ermitteln.

Gemäss Fig. 25 wird zur Ermittlung der individuellen Zeitmaskierungsgrenzen-Abklingzeit  $T_{AI}$  dem Individuum ein klickfrei einsetzendes und klickfrei aussetzendes schmalbandiges Rauschsignal  $R_o$  präsentiert. Nach Aussetzen des Rauschsignals  $R_o$  wird ihm nach einer einstellbaren Pause  $T_{Paus}$  ein Testsinussignal mit Gauss-Umhüllender präsentiert. Durch Variation der Umhüllenden-Amplitude und/oder der Pauszeit  $T_{Paus}$  wird ein Punkt entsprechend  $A_{ZM}$  der individuellen Zeitmaskierungsgrenze  $TMG_i$  ermittelt. Durch weitere Veränderungen der Pauszeit und/oder der Umhüllenden-Amplitude des Testsignals werden zwei oder mehr Punkte der individuellen Zeitmaskierungsgrenze ermittelt.

Dies erfolgt beispielsweise mit einer Versuchsanordnung, wie sie in Fig. 19 dargestellt ist, wobei aber ein Testsinussgenerator 132 eingesetzt wird, welcher ein Gauss-umhülltes Sinussignal abgibt. Das Individuum wird gefragt, bei welchem Wertepaar  $T_{Paus}$  und Amplitude der Gauss-Umhüllenden das Testsignal nach dem Rauschsignal gerade wahrgenommen wird.

Auch hier kann das individuelle Maskierungsverhalten aber auch aus diagnostischen Daten abgeschätzt werden, was eine massgebliche Reduktion der Zeit für die Identifikation des individuellen Zeitmaskierungsmodells  $TMG_i$  ergibt. Wesentlicher Parameter dieses Modells ist, wie erwähnt, die Abklingzeit  $T_{AN}$  bzw.  $T_{AI}$ .

#### Literatur:

- 1) E. Zwicker, Psychoakustik, Springer Verlag Berlin, Hochschultext, 1982
- 2) O. Heller, Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung, Psychologische Beiträge 26, 1985
- 3) A. Leijon, Hearing Aid Gain for Loudness-Density Normalization in Cochlear Hearing Losses with Impaired Frequency Resolution, Ear and Hearing, Vol. 12, NO. 4, 1990
- 4) ANSI, American National Standard Institute, American National Standard Methods for the Calculation of the Articulation Index, Draft WG S3.79; May 1992, V2.1
- 5) B.R. Glasberg & B.C.J. Moore, Derivation of the auditory filter shapes from notched-noise data, Hearing Research, 47, 1990
- 6) P. Bonding et al., Estimation of the Critical Bandwidth from Loudness Summation Data, Scandinavian Audiologist, Vol. 7, No. 2, 1978
- 7) V. Hohmann, Dynamikkompression für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen, Dissertation UNI Göttingen, VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93
- 8) A.C. Neuman & H. Levitt, The Application of Adaptive Test Strategies to Hearing Aid Selection, Chapter 7 of Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance, Allyn and Bacon, Needham Heights, 1993
- 9) ISO/MPEG Normen, ISO/IEC 11172, 1993-08-01
- 10) PSOLA, E. Moulines, F. Charpentier, Pitch Synchronous Waveform Processing Techniques for Text to Speech Synthesis Using Diphones, Speech Communication Vol. 9 (5/6), S. 453-467, 1990
- 11) WSOLA, W. Verheist, M. Roelands, An overlap-add technique based on waveform similarity ..., ICASSP 93, S. 554-557, 1993
- 12) Lars Bramsløw Nielsen, Objective Scaling of Sound Quality for Normal-Hearing and Hearing-Impaired Listeners, The Acoustics Laboratory, Technical University of Denmark, Report No. 54, 1993
- 13) B.V.K. Vijaya Kumar, Charles P. Neuman and Keith J. DeVos, Discrete Wigner Synthesis, Signal Processing 11 (1986) 277-304, Elsevier Science Publishers B.V. (North-Holland)
- 14) Françoise Peyrin and Rémy Prost, A Unified Definition for the Discrete-Time, Discrete-Frequency, and Discrete-Time/Frequency Wigner Distributions, S. 858 ff., IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. ASSP-34, No. 4, August 1986

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes (HG) an ein Individuum (I), dadurch gekennzeichnet, dass man
  - mindestens eine psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse ( $L$ ,  $F_i$ ,  $ZMG$ ) einer Norm ( $N$ ) auf gegebene akustische Signale quantifiziert;
  - dieselbe psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse ( $L$ ,  $F_i$ ,  $ZMG$ ), wie sie das Individuum (I) bei gegebenen akustischen Signalen wahrnimmt, quantifiziert;
  - aus Abweichungen der erwähnten quantifizierten psychoakustischen Wahrnehmungsgrössen das Hörgerät für das Individuum so einstellt oder konzipiert, dass die psycho-akustische Wahrneh-

mungsgrösse, wie sie vom Individuum mit dem Hörgerät wahrgenommen wird, mindestens genähert zu derjenigen, wie sie von der Norm wahrgenommen wird, in vorgebbarer Relation steht.

- 5 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die vorgebbare Relation Gleichheit ist.
3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass man die Quantifizierungen, die Bestimmung der Abweichungen mit einer vom Hörgerät getrennten Vorrichtung vornimmt und die akustischen Signale dem Individuum ohne Hörgerät zur Quantifizierung präsentiert.
- 10 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass man die Quantifizierung, die Bestimmung der Abweichungen mit einer vom Hörgerät getrennten Vorrichtung vornimmt und die akustischen Signale dem Individuum mit Hörgerät zur Quantifizierung präsentiert und vorzugsweise zwischen Vorrichtung und Hörgerät eine steuerbare Verbindung erstellt für die Uebergabe von Daten, die von den Abweichungen abhängen.
- 15 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass man die Quantifizierung der psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse durch das Individuum abbricht, wenn die Abweichungen mit vorgebbarer ( $\Delta R$ ) Genauigkeit ermittelt sind.
- 20 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass man die Anzahl vom Individuum zu quantifizierender Grössen dadurch reduziert, dass man seine Wahrnehmung, vorzugsweise aufgrund diagnostischer Information, vorab schätzt und die Schätzung durch die Quantifizierung überprüft und gegebenenfalls präzisiert.
- 25 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass man als psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse mindestens eine aus der Gruppe Lautheit, Frequenzmaskierung und Zeitmaskierung einsetzt.
- 30 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass man für die Ermittlung der Abhängigkeit der psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse von akustischen Signalen ein Modell (11; 53; 53'; 118, 120; 53a, 118a; 150) erstellt und dessen Parameter einerseits so bestimmt, dass die modellierte psycho-akustische Grösse aufgrund akustischer Signale mindestens genähert gleich der von der Norm bei diesen akustischen Signalen wahrgenommenen wird, andererseits so, dass die modellierte psycho-akustische Grösse mindestens genähert gleich der vom Individuum wahrgenommenen wird und dass man aus Parameterunterschieden der beiden Modellierungen auf Konzeption oder Einstellung des Hörgerätes schliesst oder mit den ermittelten Unterschieden die Uebertragung des Hörgerätes führt.
- 35 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass man zur Ermittlung der Abhängigkeit der psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse von akustischen Signalen ein Modell (11; 53; 53') erstellt und dessen Parameter so bestimmt, dass die aufgrund der akustischen Signale modellierte psycho-akustische Grösse gleich der von der Norm bei den erwähnten akustischen Signalen wahrgenommenen wird, dass man weiter die vom Individuum ohne Hörgerät wahrgenommene psycho-akustische Grösse auf akustische Signale hin quantifiziert (5) und die bestimmten Modellparameter am Modell so ändert, dass die berechnete modellierte psycho-akustische Grösse in vorgebbarem Masse mit der vom Individuum quantifizierten übereinstimmt.
- 45 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass man die Bestimmung der Parameter für die Modellierung der vom Individuum wahrgenommenen Grösse dann abbricht, wenn die Parameter das Modell mit vorgebbarer Genauigkeit festlegen.
- 50 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung der Parameter mit Schätzwerten hierfür beginnt.
- 55 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass lediglich Parameter bestimmt werden, die die Modellierung mit vorgebbarer Genauigkeit festlegen.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass man am Hörgerät das Modell (53'; 118, 120; 53a, 118a; 150) implementiert und dessen Parameter zur Bildung eines Korrekturmodells, entsprechend den erwähnten Unterschieden bzw. Änderungen, festsetzt.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass man am Hörgerät das Modell für die Norm und für das Individuum implementiert, je eines auf Ein- und Ausgangssignale des Hörgerätes appliziert und abhängig von Modellierungsdifferenzen die Hörgerät-Uebertragung stellt.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass man ein Modell (1) wählt, bei dem Veränderungen von Parametern ( $\alpha$ ,  $CB$ ,  $T$ ) gleiche Änderungen der modellierten psycho-akustischen Grösse ergeben, wie Veränderungen zugeordneter physikalischer Stellgrössen (66) Änderungen der psycho-akustischen Grösse an der Uebertragungsstrecke am Hörgerät ergeben.
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Parameteränderungssätze, die die genannten Bedingungen erfüllen, bestimmt werden und derjenige Satz für die Konzeption oder das Stellen des Hörgerätes oder das Führen seiner Uebertragung eingesetzt wird, der für das Individuum mit dem Hörgerät einen individuell zufriedenstellenden Klangeindruck ergibt.
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass als psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse die Lautheit eingesetzt wird und diese durch

$$(1) \quad L = \sum_{k=1}^{k_0} \frac{1}{CB_k} \cdot 10^{\frac{\alpha_k T_k}{10}} \left\{ \left[ \frac{1}{2} CB_k \cdot 10^{\frac{S_k - T_k}{10} + \frac{1}{2}} \right]^{a_k} - 1 \right\}$$

modelliert wird, worin bedeuten:

- $k$ : Laufparameter mit  $1 \leq k \leq k_0$ , Numerierung der Anzahl  $k_0$  berücksichtigter kritischer Bänder;  
 $CB_k$ : spektrale Breite des betrachteten kritischen Bandes mit der Nummer  $k$ ;  
 $\alpha_k$ : Anstieg einer linearen Approximation der in Kategorien skalierten Lautheitsempfindung bei logarithmischem Auftrag des Pegels eines präsentierten sinusförmigen oder schmalbandigen akustischen Signals, dessen Frequenz circa bandmittig des betrachteten kritischen Bandes  $CB_k$  liegt;  
 $T_k$ : Hörschwelle beim erwähnten Sinussignal;  
 $S_k$ : der mittlere Schalldruckpegel eines präsentierten akustischen Signals im betrachteten kritischen Frequenzband  $CB_k$ ;

und wobei gegebenenfalls das Modell für pëgelabhängige  $\alpha_k$  erweitert wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Modellierung des Individuums die Hörschwellen individuell berücksichtigt werden, vorzugsweise auch die  $\alpha_k$  und gegebenenfalls auch die  $CB_k$  individuell berücksichtigt werden.
19. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich als psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse die Frequenz- und/oder Zeitmaskierung eingesetzt wird.
20. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass man die Abhängigkeit von akustischen Signalen einer psycho-akustischen Grösse am Hörgerät für die Norm und für ein Individuum modelliert und die Modelle auf den akustischen Signalen entsprechende elektrische Eingangs- und/oder Ausgangssignale des Hörgerätes im Zeitbereich und/oder im Frequenzbereich anwendet.
21. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass man intermittierend am Hörgerät mindestens ein Lautheitsmodell und mindestens ein Maskierungsmodell für das Führen von Uebertragungsstellgrössen einsetzt.



22. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass man als eine psycho-akustische Wahrnehmungsgrösse die Zeitmaskierung einsetzt und am Hörgerät diese mit gesteuert zeitvariabler Uebertragungsverzögerung berücksichtigt, vorzugsweise unter Verwendung von WSOLA-Algorithmen.
- 5 23. Vorrichtung zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum, dadurch gekennzeichnet, dass sie umfasst:
  - mindestens eine Recheneinheit (11; 53; 53'; 118. 120; 53a, 118a; 150), worin ein Modell (L, F<sub>1</sub>, ZMG) implementiert ist, das die Abhängigkeit einer psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse des Menschen von akustischen Signalen modelliert, und mit der, eingangsseitig, ein Eingang für  
10 von akustischen Signalen abhängige Signale wirkverbunden ist,
  - eine Vergleichseinheit (15; 59; 116; 122; 116a, 122a; 152), deren Eingang mit dem Ausgang der Recheneinheit wirkverbunden ist, wobei ein weiterer Eingang der Vergleichseinheit mit einem Eingang für die Eingabe einer quantifizierten psycho-akustischen Wahrnehmungsgrösse wirkver-  
15 bindbar ist,wobei die Vergleichseinheit ausgangsseitig Signale für die Konzipierung oder für das Stellen oder für das Führen des Uebertragungsverhaltens des Hörgerätes abgibt.
24. Vorrichtung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der Recheneinheit eine Speichereinheit mit Festdaten eingangsseitig zugeschaltet ist und der Ausgang der Vergleichseinheit auf einen Steuereingang einer Datenmodifikationseinheit wirkt, woran die von der Speichereinheit der Recheneinheit zugeführten Daten in Abhängigkeit vom Signal am Vergleichseinheitsausgang verändert werden.
- 25 25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass der Ausgang der Vergleichseinheit auf eine Schwellwerteinheit wirkt, deren Ausgang die Modifikationseinheit aktiviert bzw. stillsetzt, wobei der Schwellwerteinheit ein vorgebbares Schwellwertsignal zugeführt ist.
26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung am Hörgerät mindestens eine Recheneinheit umfasst, welche eingangsseitig mit einer Speichereinheit  
30 verbunden ist und der Signale in Abhängigkeit von den Ein- und/oder Ausgangssignalen des Hörgerätes zugeführt sind, wobei die Recheneinheit ausgangsseitig auf Stellglieder für die Uebertragung am Hörgerät wirkt.
27. Vorrichtung nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Recheneinheit sowohl Ein- wie auch  
35 Ausgangssignale zugeführt sind und auf die Stellglieder Signale in Funktion einer Differenz des Recheneinheits-Ausgangssignals wirken, sich jeweils mit den Ein- bzw. Ausgangssignalen ergebend.
28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 22 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass an der Recheneinheit  
40 mindestens ein Modell implementiert ist, das mindestens eine der psycho-akustischen Wahrnehmungsgrössen Lautheit, Frequenzmaskierung, Zeitmaskierung modelliert, vorzugsweise mindestens die Lautheit modelliert.
29. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass eine Recheneinheit vom Hörgerät  
45 abgesetzt vorgesehen ist, auf die eingangsseitig über eine Datenmodifikationseinheit eine Speichereinheit für Festdaten wirkt, wobei die Vergleichseinheit ausgangsseitig auf einen Steuereingang an der Datenmodifikationseinheit wirkt, und weiter ein Signalgenerator vorgesehen ist, welcher einerseits auf einen Ausgabesteuereingang an der Speichereinheit, andererseits auf einen elektrisch/akustischen Wandler wirkt, wobei die Recheneinheit eine psycho-akustische Grösse modelliert, parametrisiert mit den von der Speichereinheit zugeführten modifizierten Daten.
- 50 30. Vorrichtung nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Vergleichseinheit eingangsseitig mit einer Kategorienskalierungseinheit wirkverbunden ist, an der individuell die Wahrnehmung kategorisierbar ist.
- 55 31. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass am Hörgerät mindestens eine Recheneinheit vorgesehen ist, woran das Modell implementiert ist, und dass ihr eine Speichereinheit für Parameterdaten zugeordnet ist, wobei sie ausgangsseitig auf Stellglieder für die Signalübertragung am Hörgerät wirkt.

32. Vorrichtung nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, dass an der Speichereinheit mindestens zwei Datensätze abgespeichert sind, die auf die Recheneinheit je mit den Ein- und Ausgangssignalen des Hörgerätes wirken, daran die Modellierungsdifferenz gebildet wird, in deren Abhängigkeit die Recheneinheit auf die Stellglieder wirkt.

33. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 32, dadurch gekennzeichnet, dass an der mindestens einen Recheneinheit ein Lautheitsmodell gemäss

$$(1) \quad L = \sum_{k=1}^{k_0} \frac{1}{CB_k} \cdot 10^{\frac{\alpha_k T_k}{10}} \left\{ \sqrt{\frac{1}{2}} CB_k \cdot 10^{\frac{S_k - T_k}{10} - \frac{1}{2}} \right\}^{x_k - 1}$$

implementiert ist, worin bedeuten:

$k$ : Laufparameter mit  $1 \leq k \leq k_0$ , Numerierung der Anzahl  $k_0$  berücksichtigter kritischer Bänder;

$CB_k$ : spektrale Breite des betrachteten kritischen Bandes mit der Nummer  $k$ ;

$\alpha_k$ : Anstieg einer linearen Approximation der in Kategorien skalierten Lautheitsempfindung bei logarithmischem Auftrag des Pegels eines präsentierten sinusförmigen oder schmalbandigen akustischen Signals, dessen Frequenz circa bandmittig des betrachteten kritischen Bandes  $CB_k$  liegt;

$T_k$ : Hörschwelle beim erwähnten Sinussignal;

$S_k$ : der mittlere Schalldruckpegel eines präsentierten akustischen Signals im betrachteten kritischen Frequenzband  $CB_k$ ;

und gegebenenfalls das implementierte Modell die Pegelabhängigkeit von  $\alpha_k$  berücksichtigt.

34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 33, dadurch gekennzeichnet, dass beiden Eingängen der Vergleichseinheit eine Zwischenspeichereinheit (55, 57) vorgeschaltet ist.

35. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 24 bis 34, dadurch gekennzeichnet, dass der Recheneinheit ein Eingang für akustische Signale über eine Leistungs-Bildungseinheit (45, 47) zugeführt ist.

36. Vorrichtung nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Uebertragungsstrecke (117) am Hörgerät zwischen einer Zeitbereich-in-Frequenzbereich-Transformationseinheit (110) und einer Frequenzbereich-in-Zeitbereich-Transformationseinheit (114) angeordnet ist und die Recheneinheit mit Uebertragungsstrecken-Eingang und -Ausgang wirkverbunden ist.

37. Vorrichtung nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, dass eine weitere Uebertragungsstrecke (148) vor der Zeitbereich-in-Frequenzbereich-Transformationseinheit (110) vorgesehen ist und eine Recheneinheit (150) eingangsseitig sowohl mit dem Eingang wie auch mit dem Ausgang der weiteren Uebertragungsstrecke (148) wirkverbunden ist und Modellierungen anhand der Ausgangs- und Eingangssignale der weiteren Uebertragungsstrecke (148) vornimmt, wobei eine Vergleichseinheit (152) die Modellierungsergebnisse vergleicht und ausgangsseitig die weitere Uebertragungsstrecke (148) ansteuert.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, dass die weitere Uebertragungsstrecke steuerbare Zeitverzögerungsmittel umfasst, vorzugsweise mit WSOLA-Algorithmus.

39. Hörgerät, dadurch gekennzeichnet, dass es eine Recheneinheit umfasst, welche die Wahrnehmung mindestens einer psycho-akustischen Grösse durch den Menschen auf empfangene akustische Signale hin modelliert.

40. Hörgerät nach Anspruch 39, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit das Modell mit mindestens zwei Parametersätzen, je ausgehend von Hörgeräte-Ein- und -Ausgangssignalen, berechnet und in Funktion der Modelldifferenz die Uebertragung zwischen Ein- und Ausgangssignalen stellt.

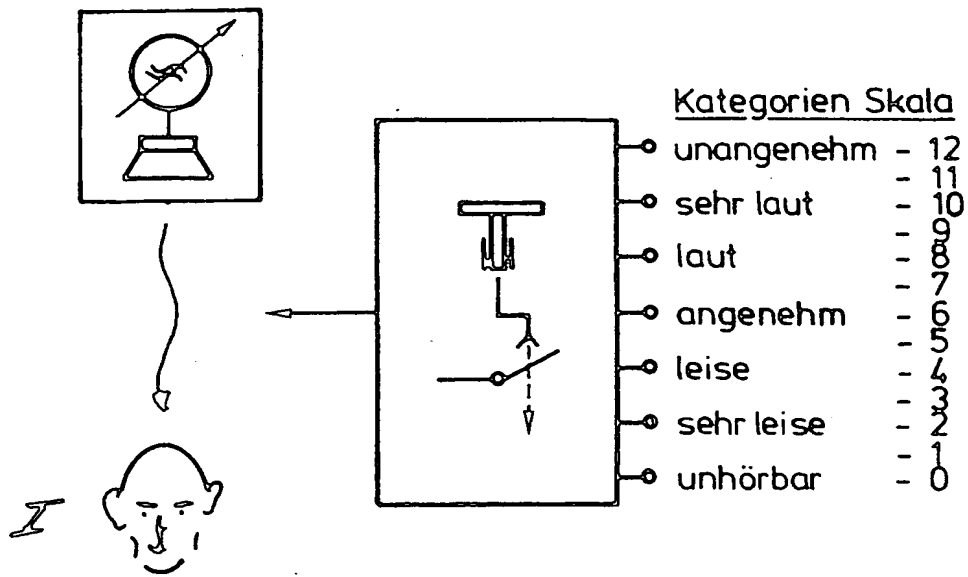


FIG. 1

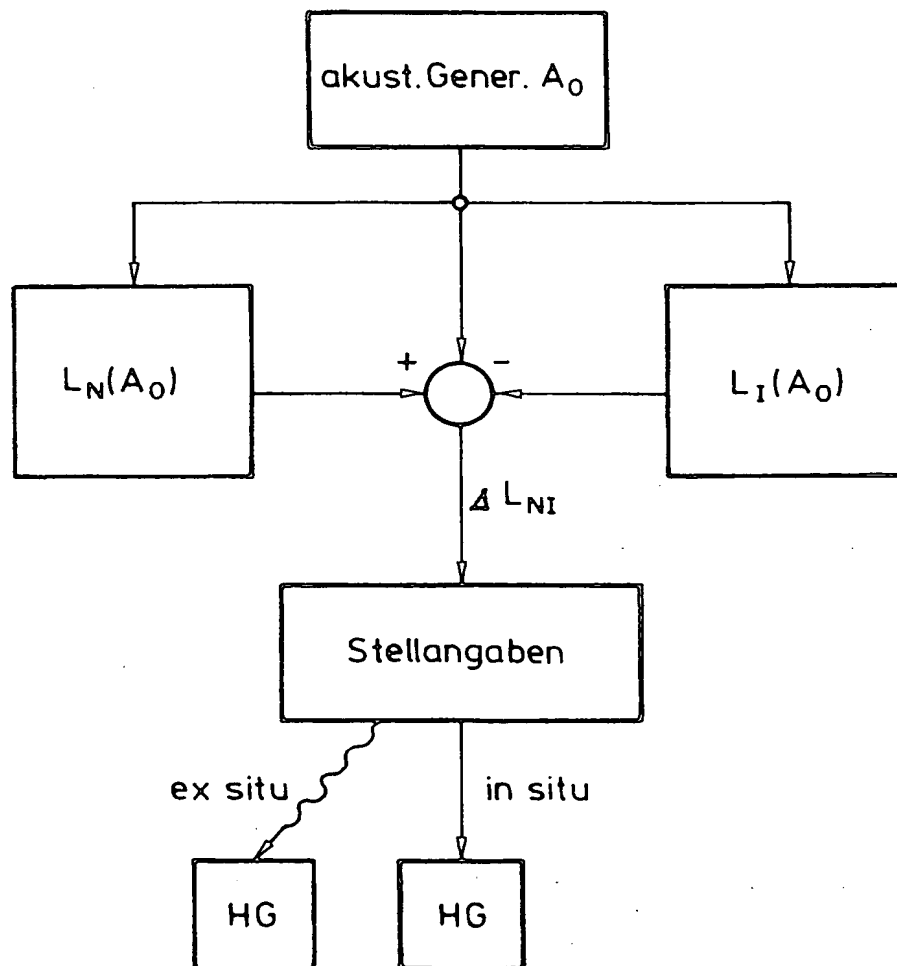


FIG. 2

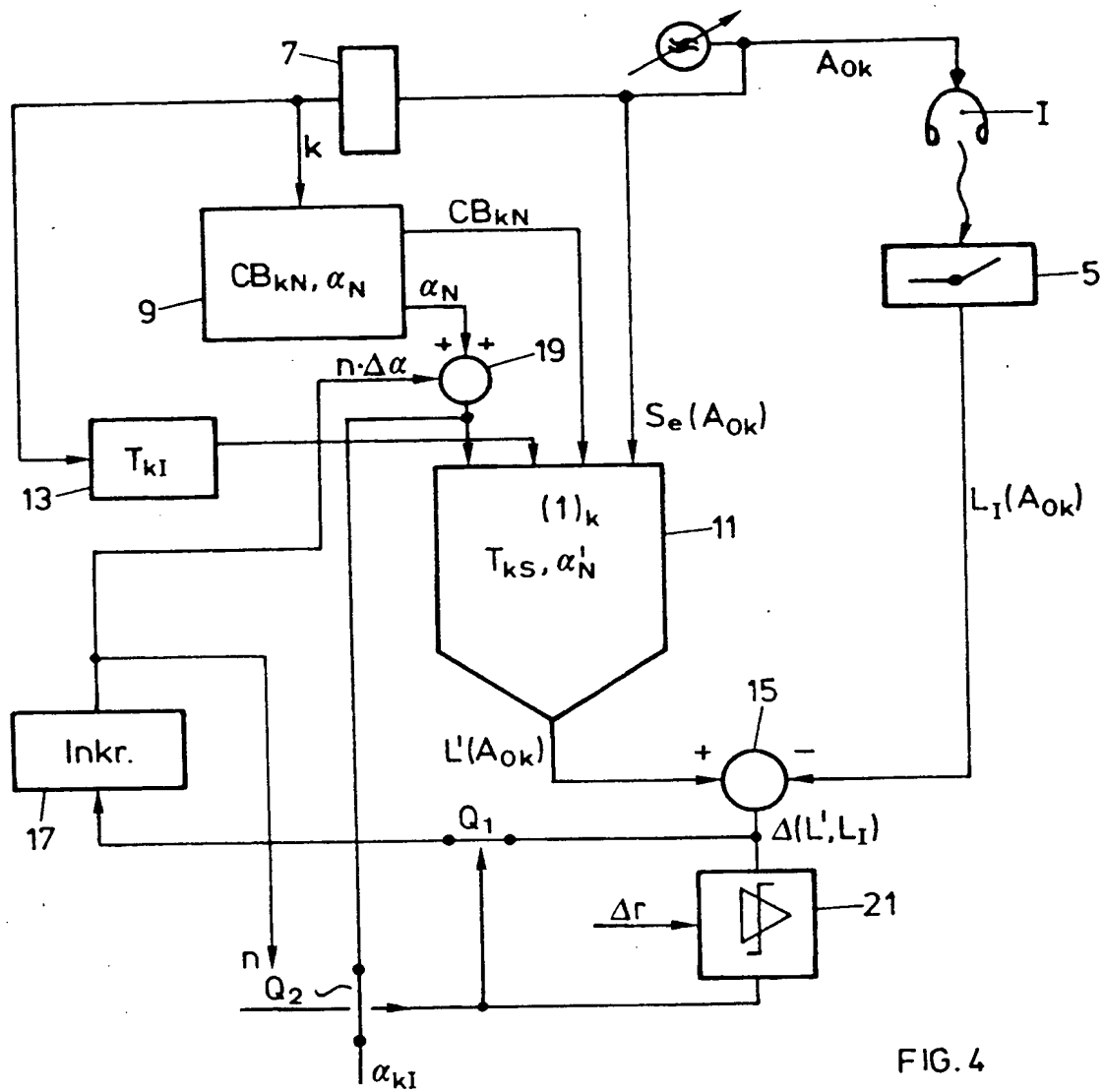


FIG. 4

### Kategorien:

Empfundene Lautheit bei  $f_k$ :

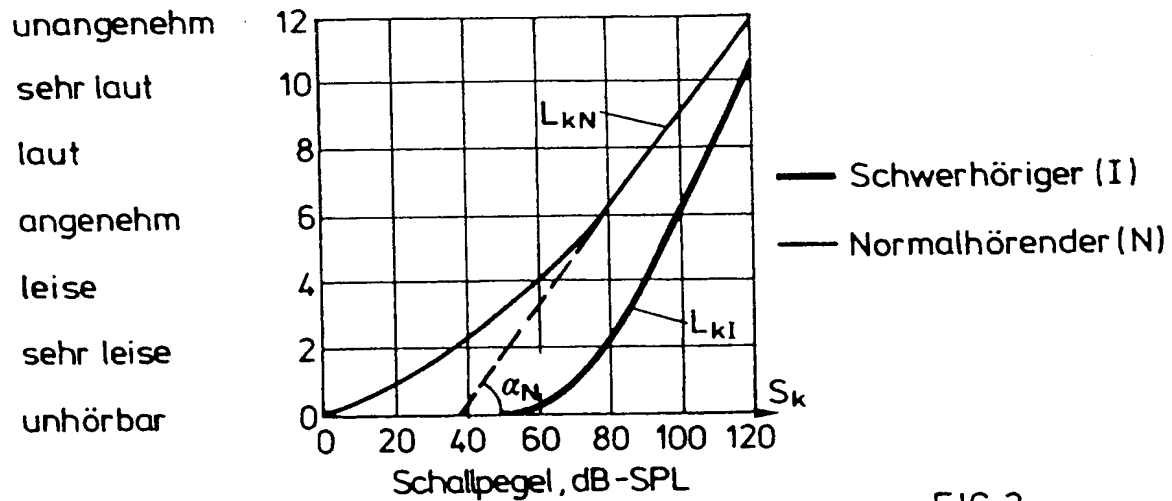


FIG.3

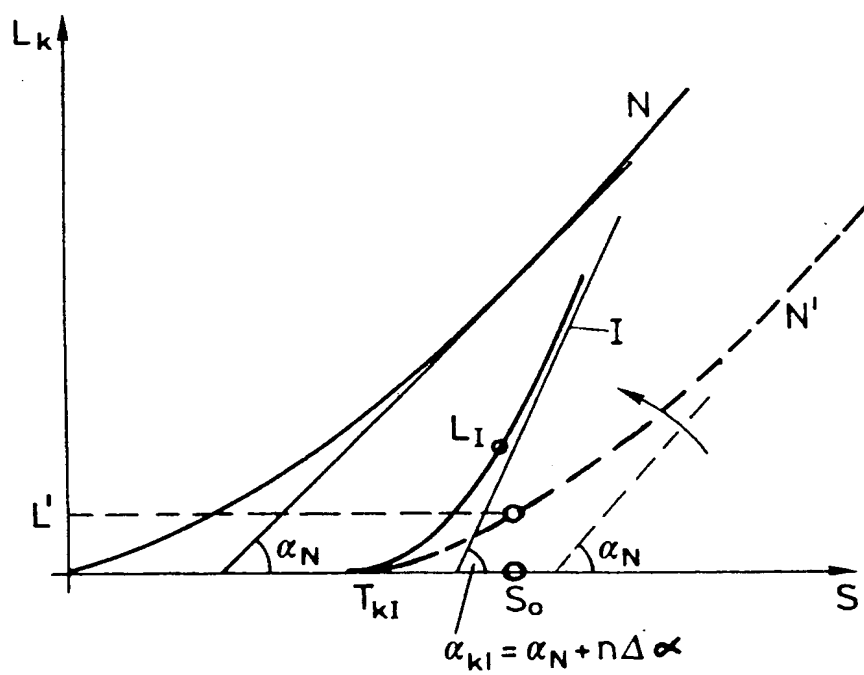
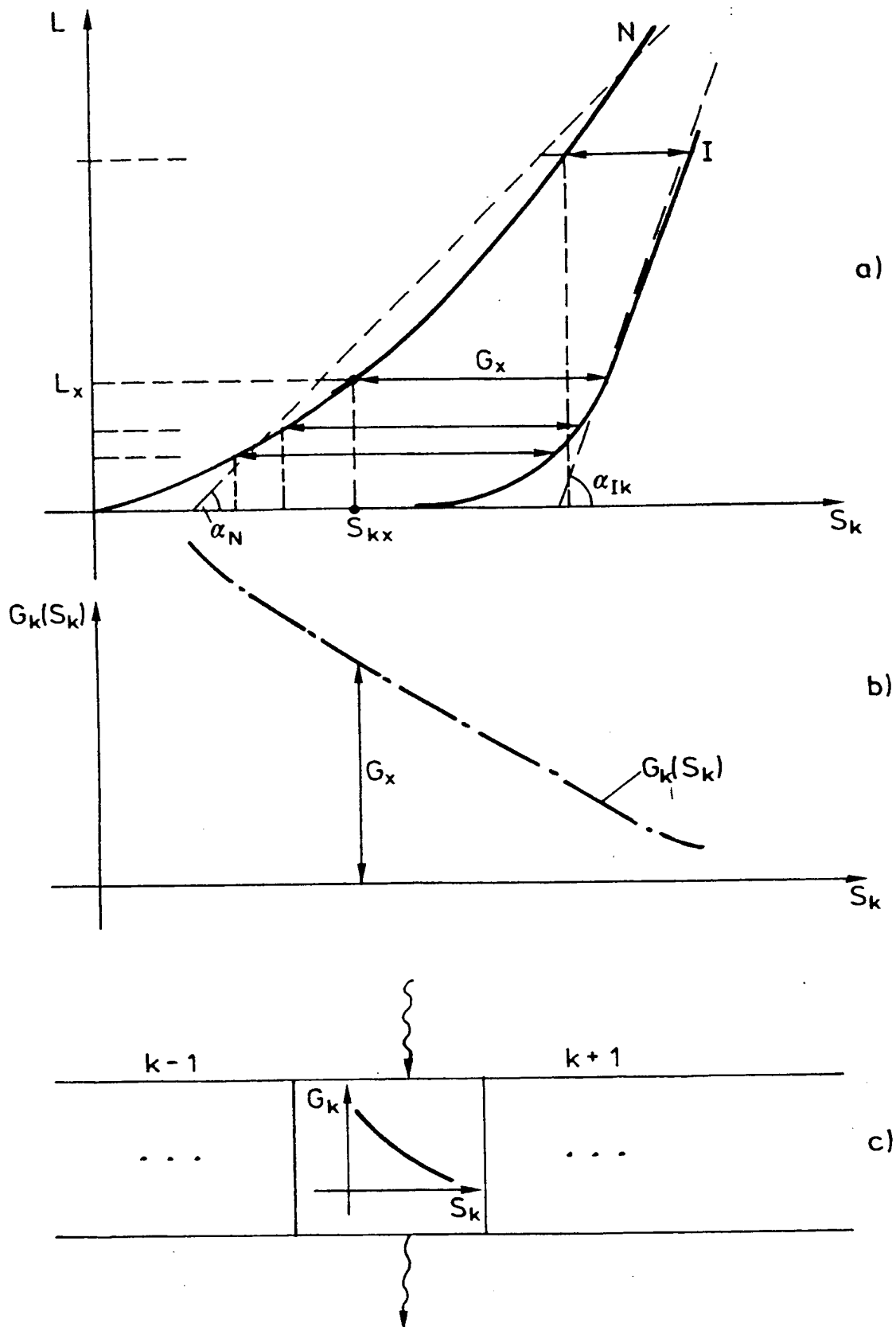


FIG. 5



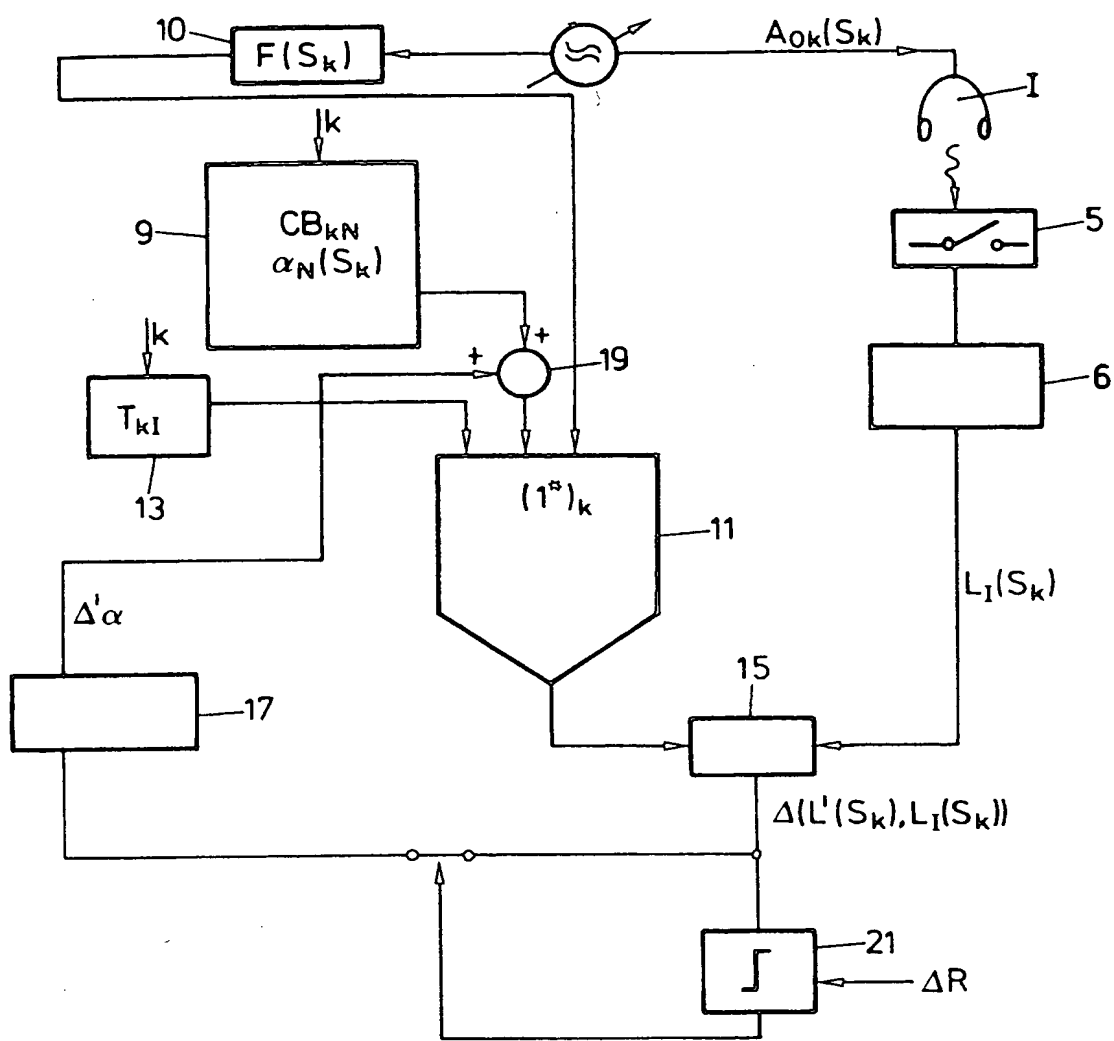


FIG.7

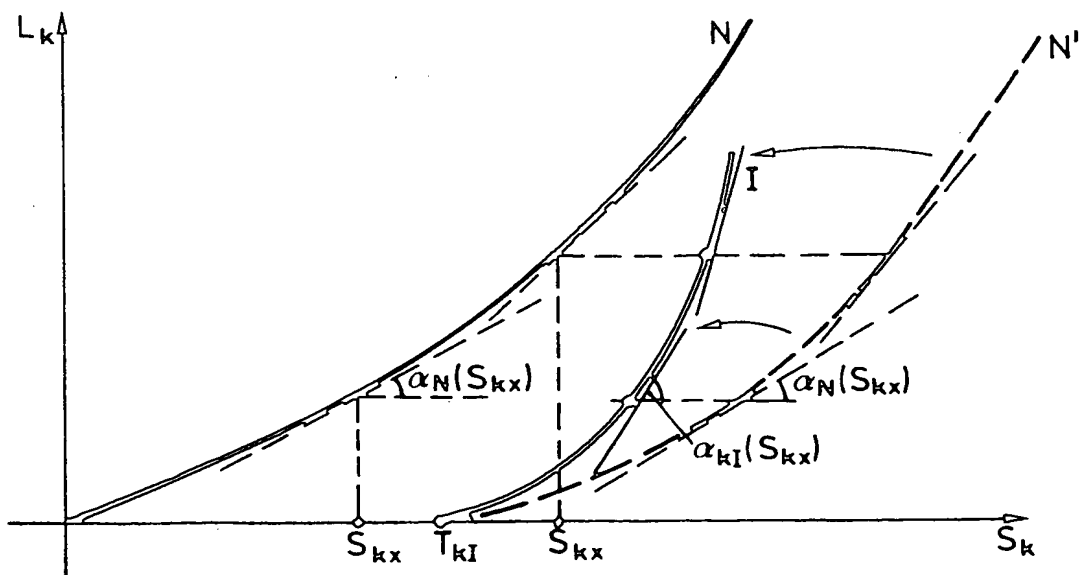


FIG. 8

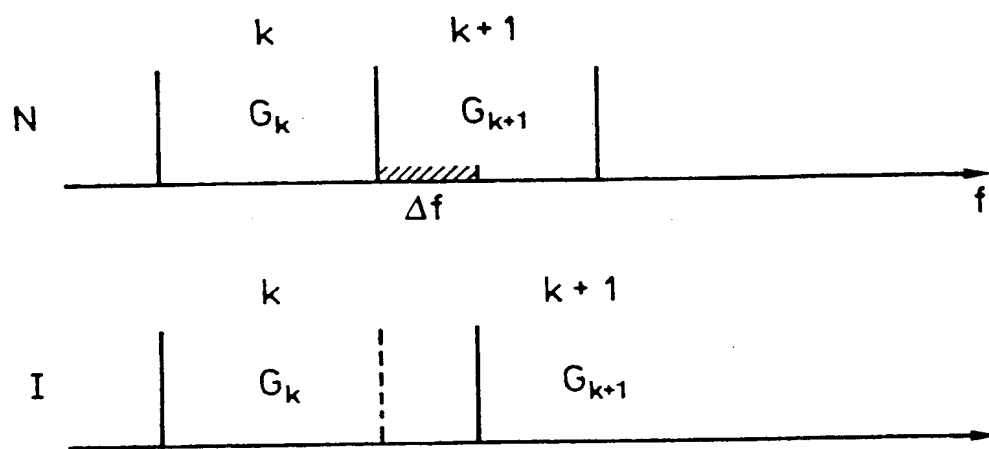


FIG. 9a

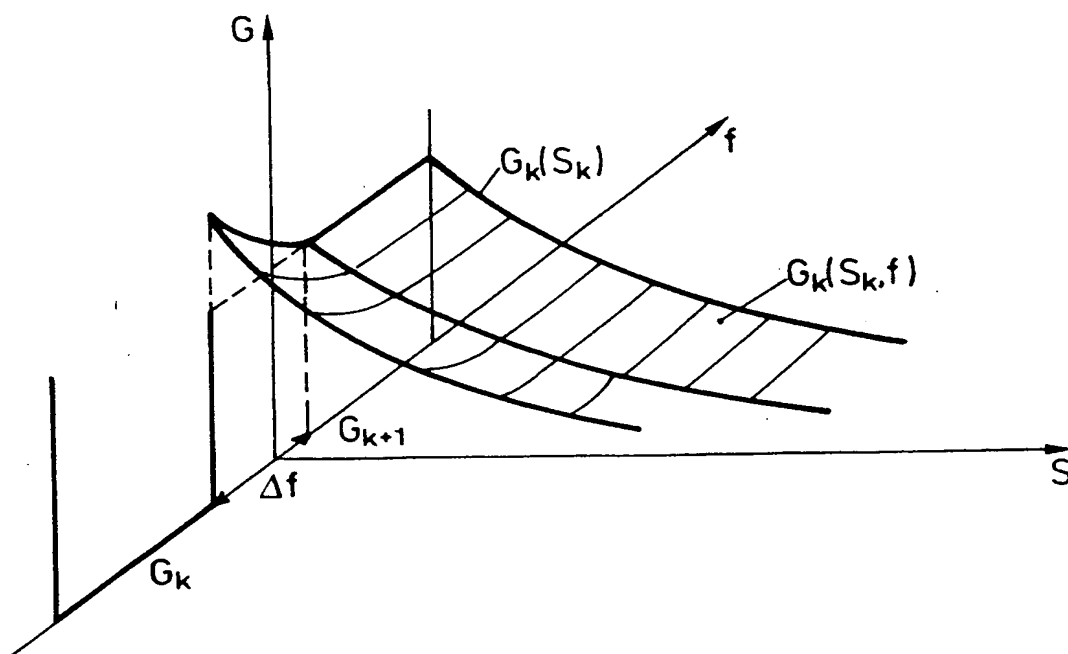


FIG. 9b



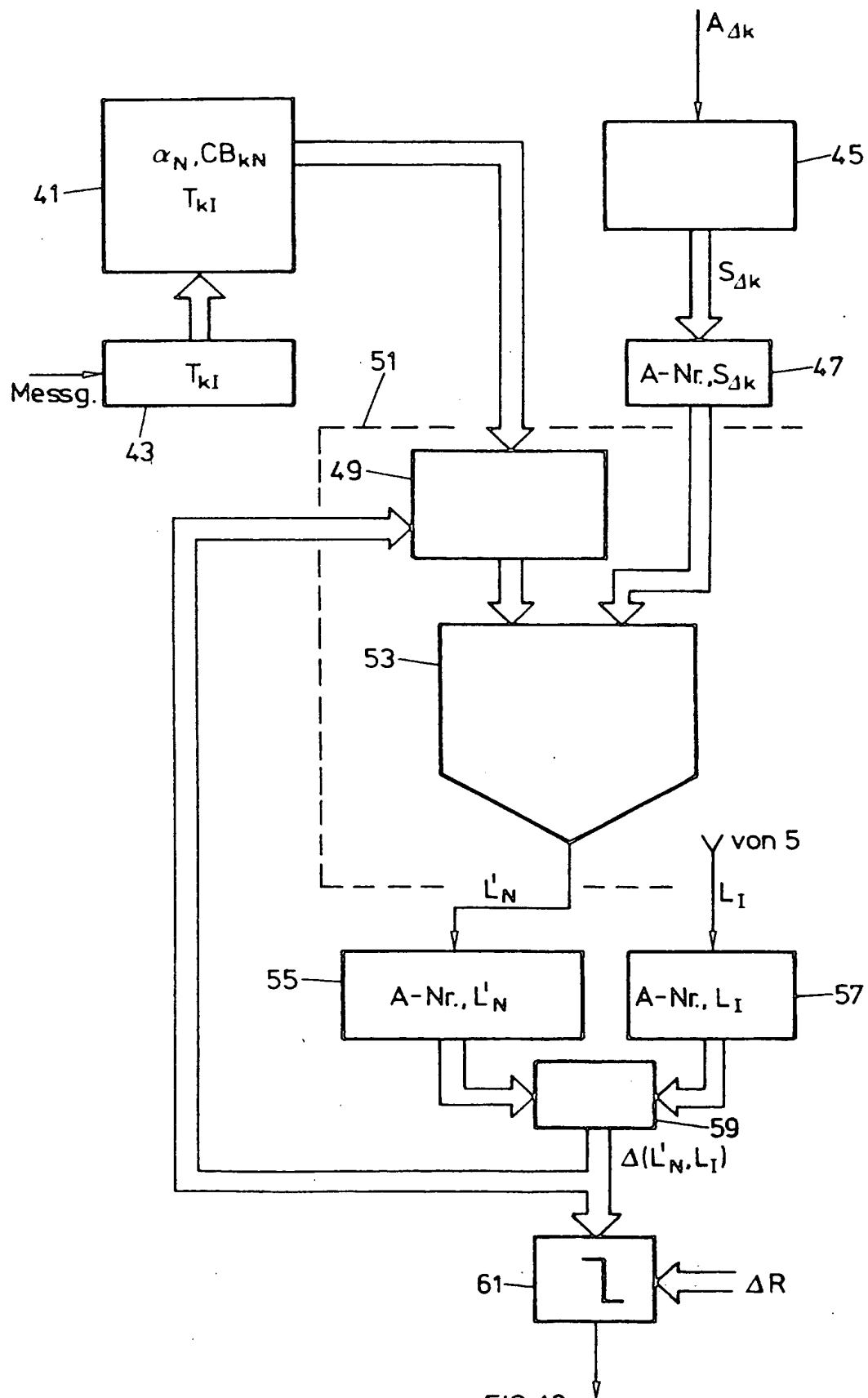


FIG. 10

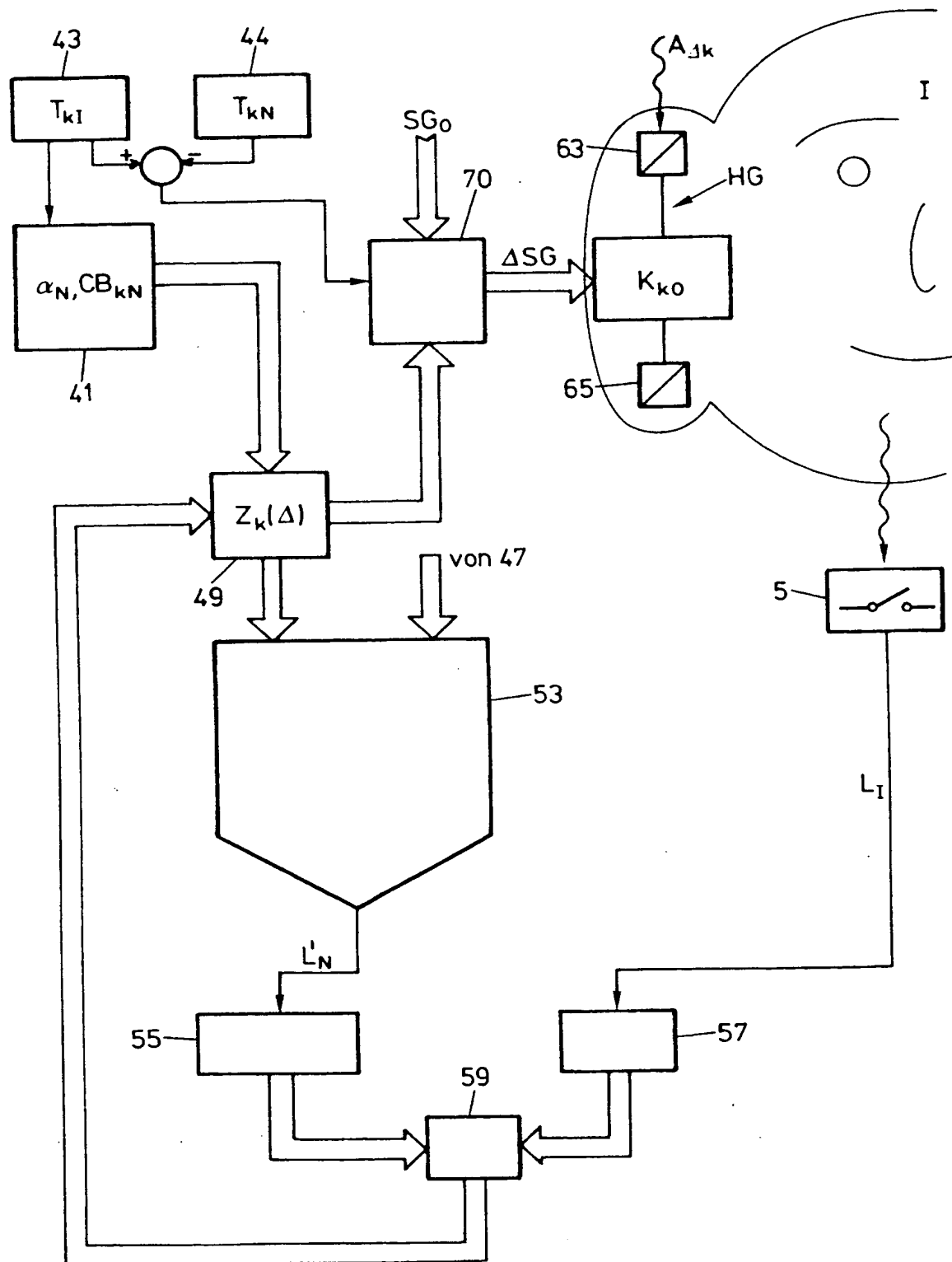


FIG.11

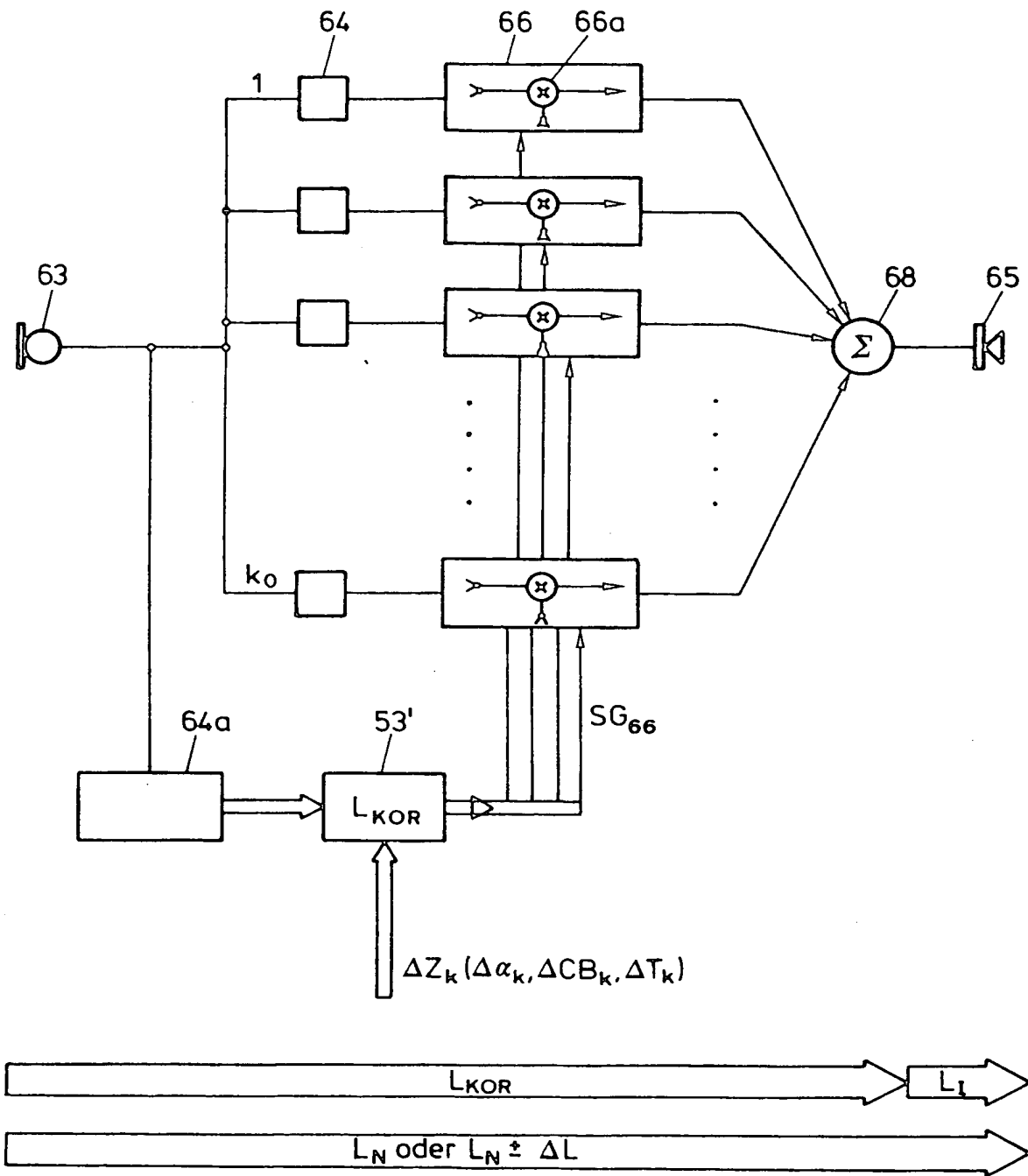


FIG.12a

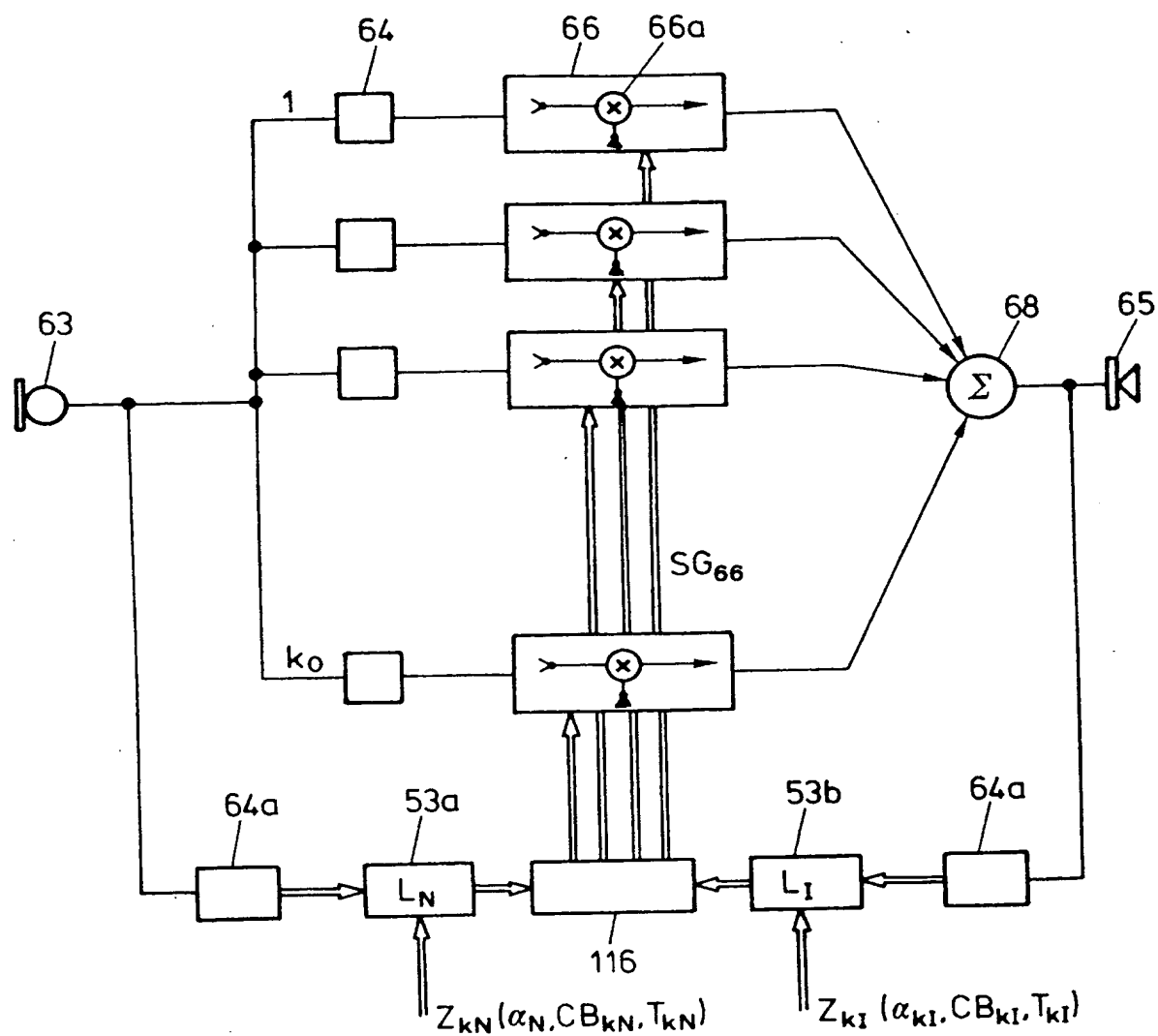


FIG.12b

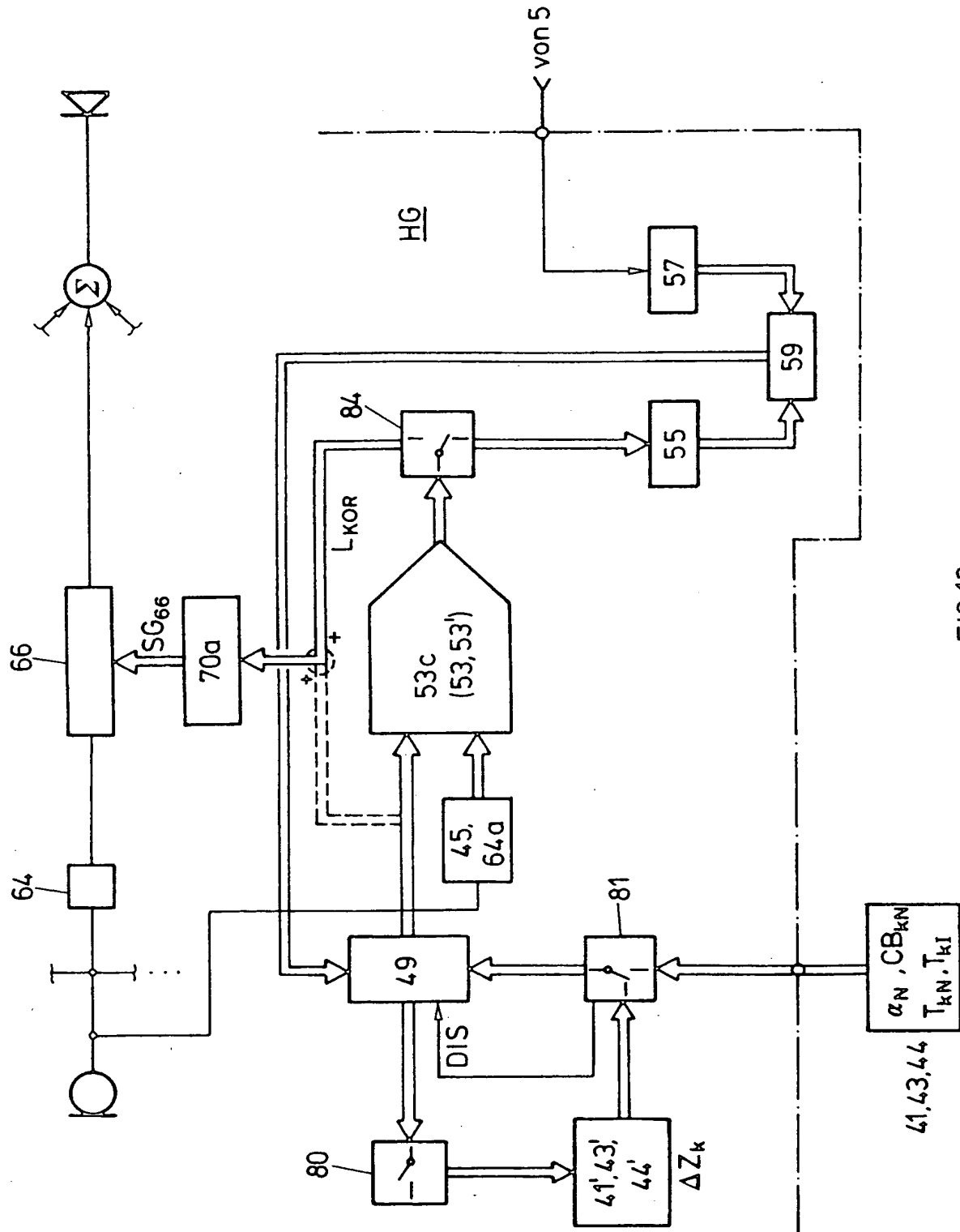


FIG. 13

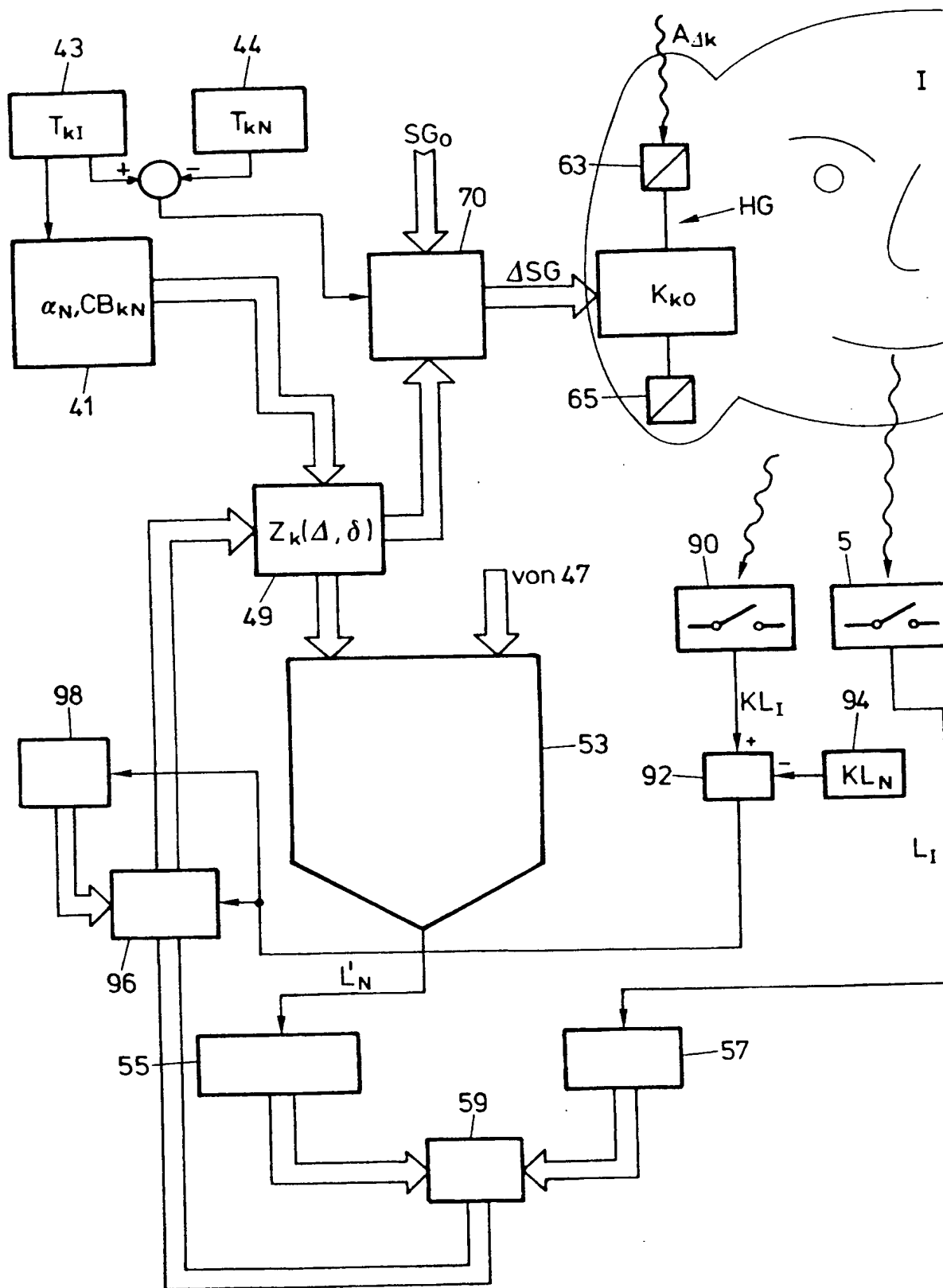


FIG.14

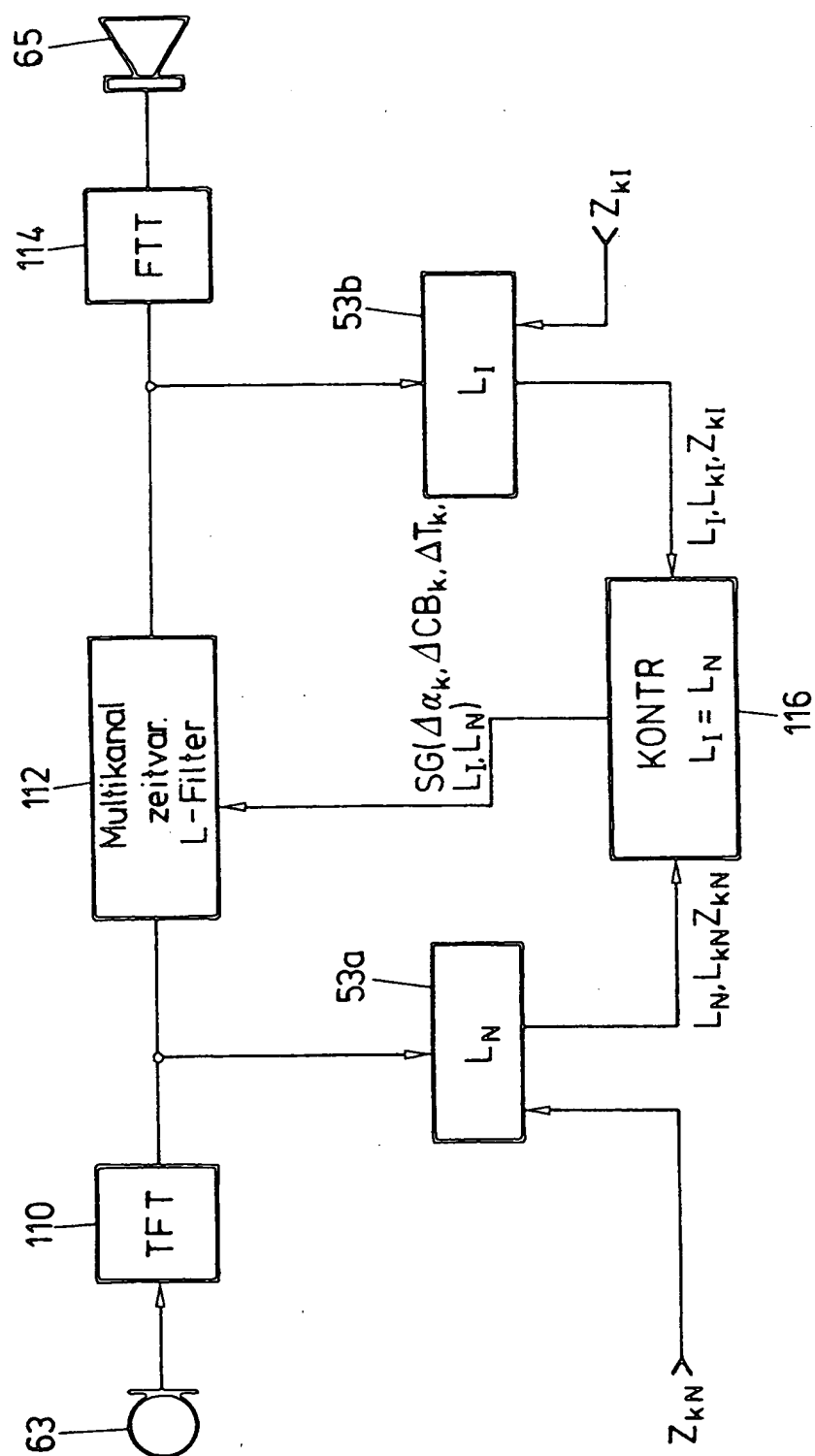


FIG. 15

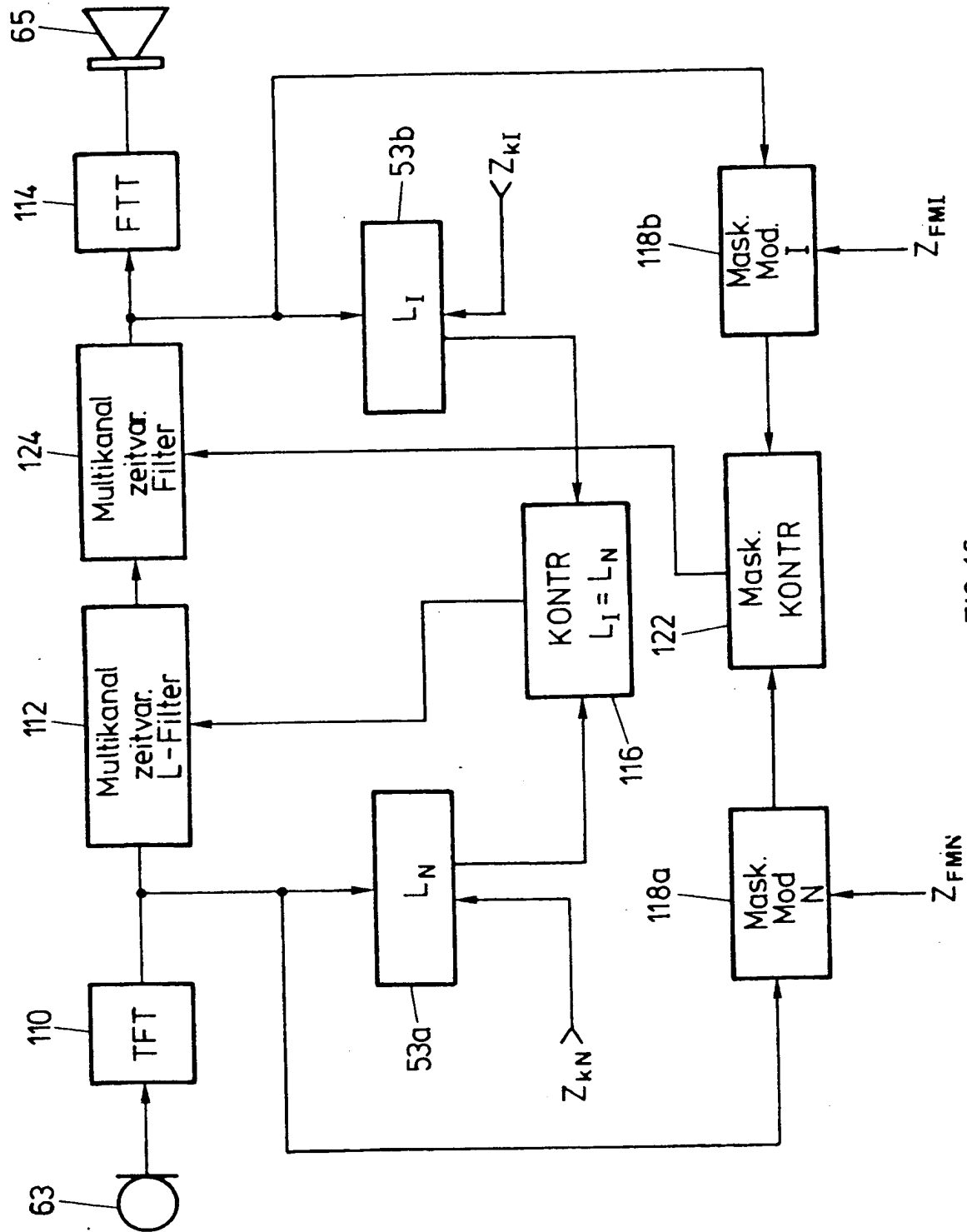


FIG. 16



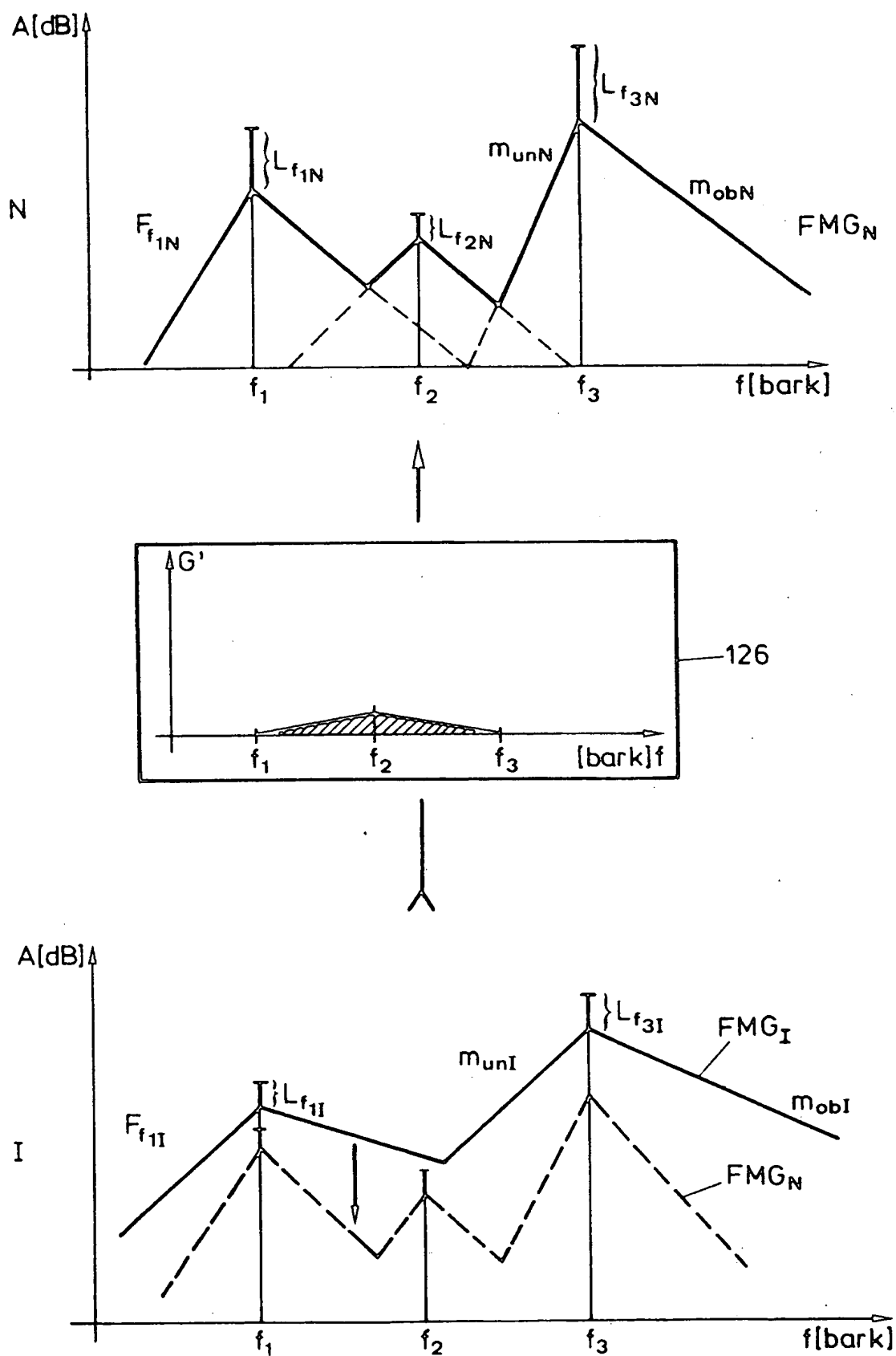


FIG. 17

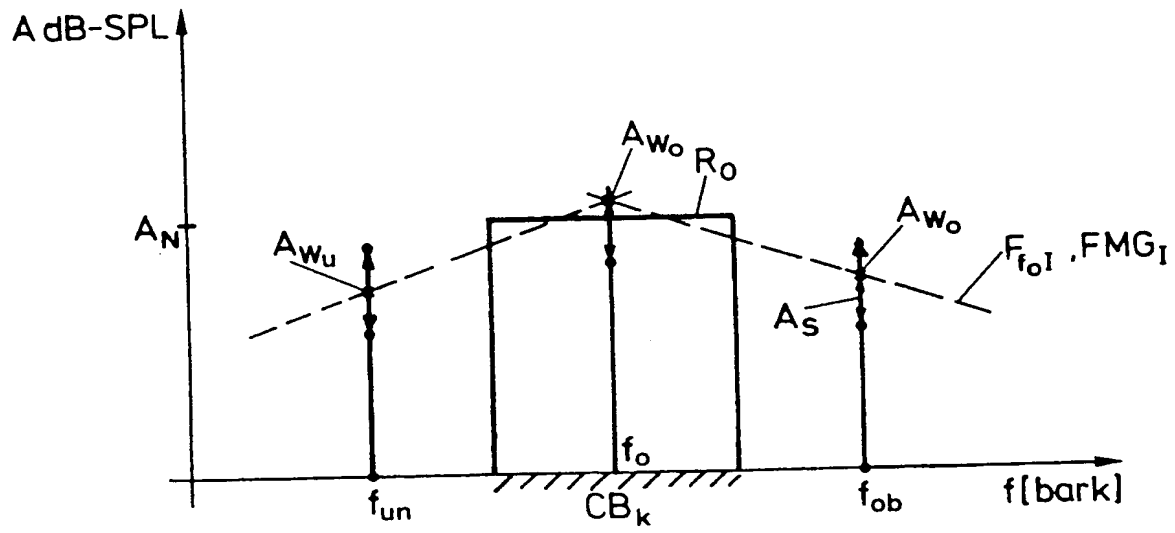


FIG. 18

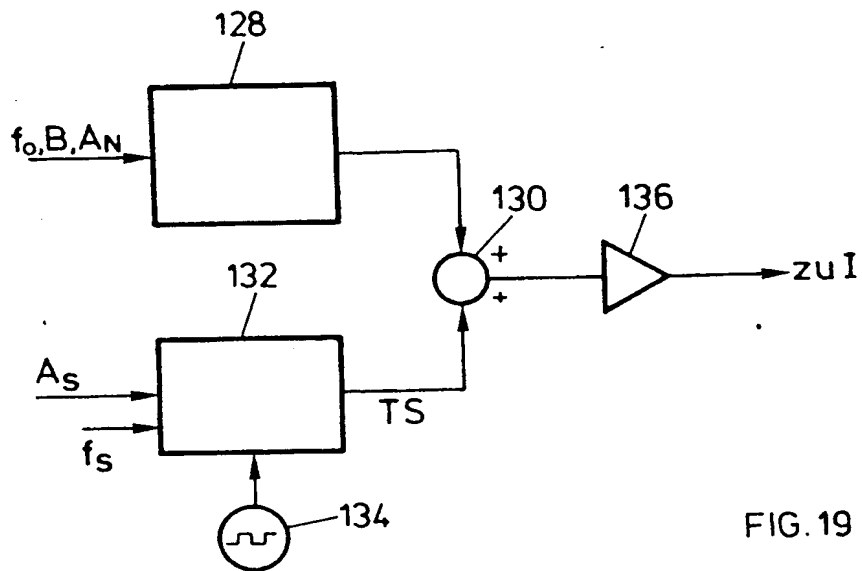


FIG. 19

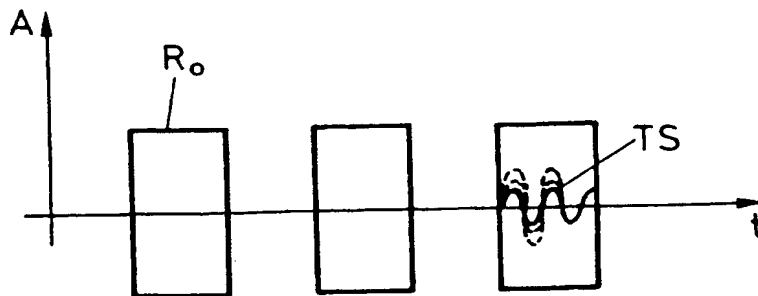


FIG. 20

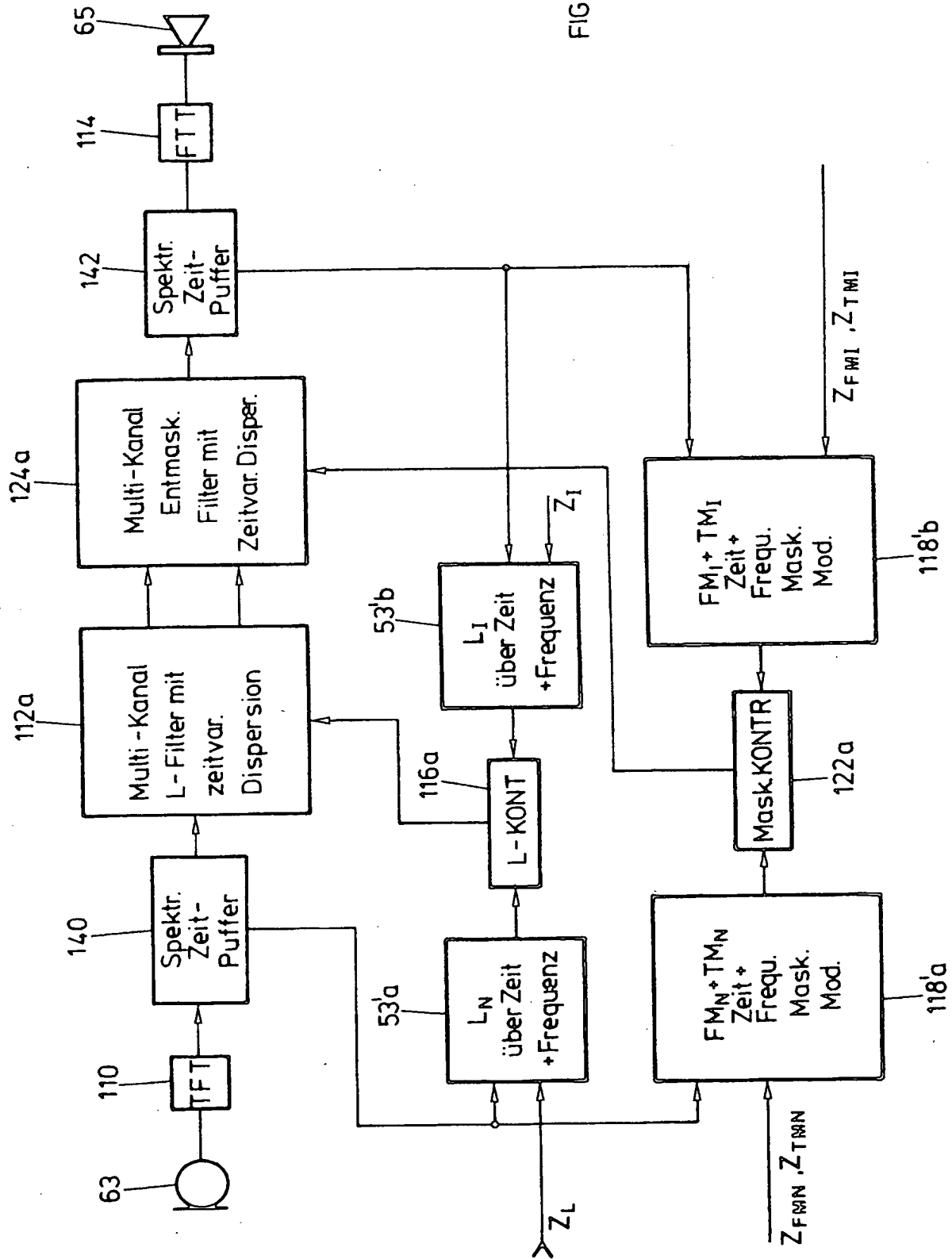


FIG. 21

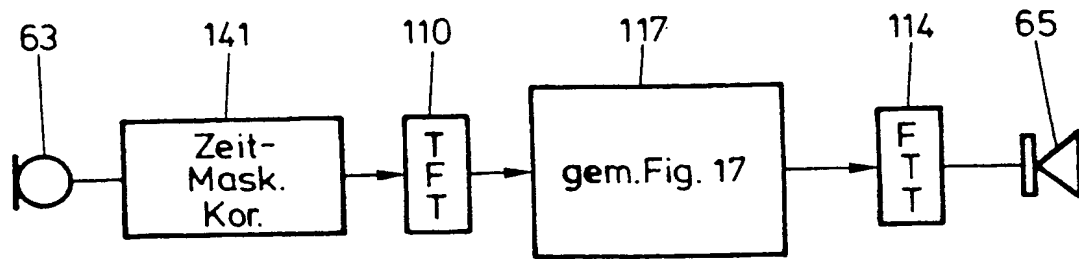


FIG. 22

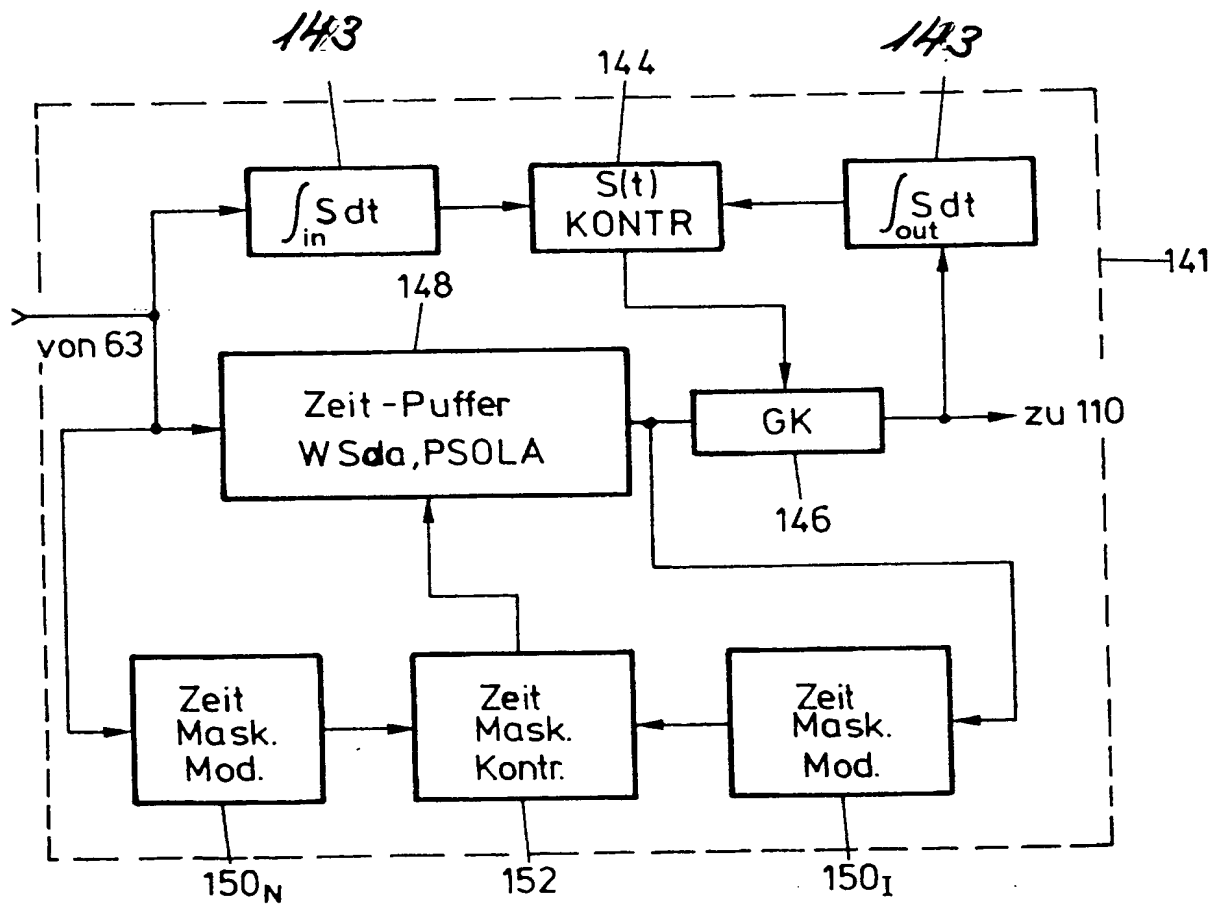


FIG. 23

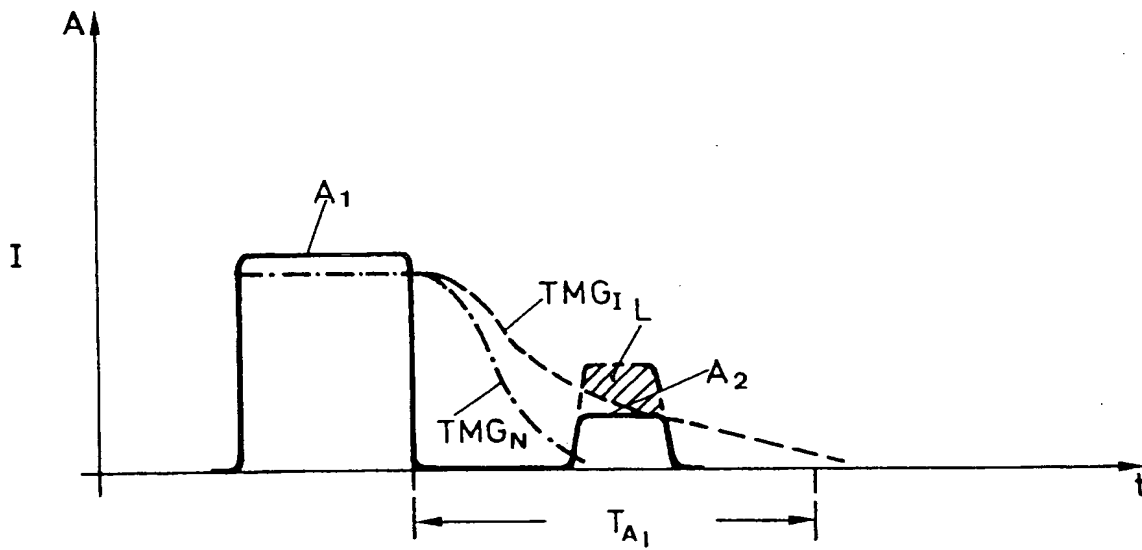
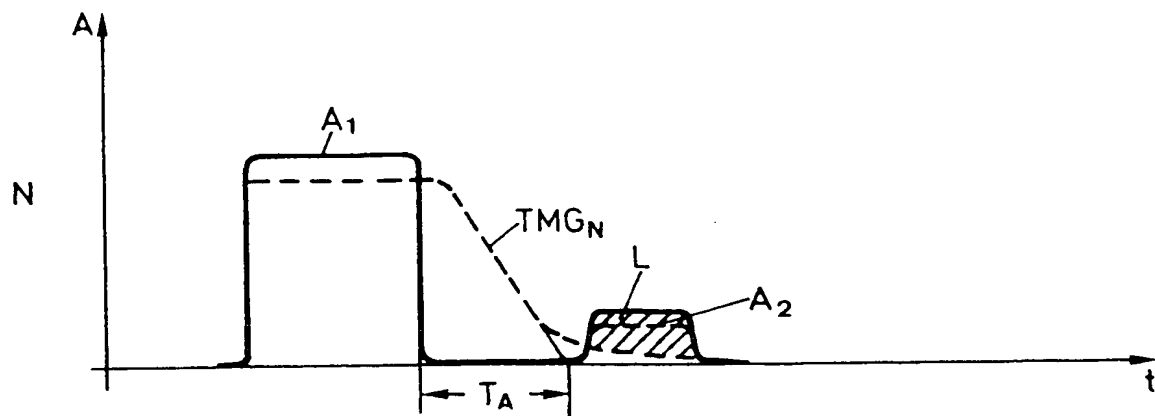


FIG. 24

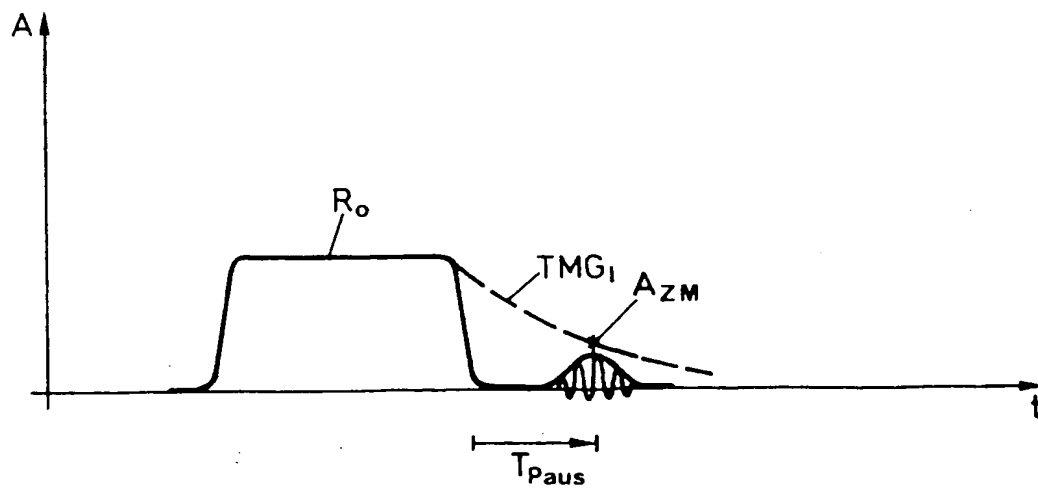


FIG. 25





Europäisches  
Patentamt

## EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 95 10 3571

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
X	EP-A-0 535 425 (ASCOM AUDIOSYS AG)	1,2,7, 20,21, 23,39,40	H04R25/00
A	* Seite 2, Zeile 44 - Seite 7, Zeile 21; Abbildungen *	8,9	
	---		
X	GB-A-2 184 629 (RICKSON COLIN DAVID)	39	
A	* Seite 1, Zeile 21 - Seite 2, Zeile 37 *	1,23	
	---		
A	WO-A-90 09760 (ENSONIQ CORPORATION)	1	
	* Seite 6, Zeile 20 - Seite 8, Zeile 23; Abbildungen *		
	---		
A	US-A-4 489 610 (SLAVIN )	3	
	* Spalte 2, Zeile 24 - Spalte 4, Zeile 12; Abbildungen *		
	---		
A	US-A-5 274 711 (RUTLEDGE ET AL.)	1,23,39	
	* Spalte 4, Zeile 24 - Spalte 6, Zeile 22; Abbildungen *		
	---		
A	US-A-5 303 306 (BRILLHART ET AL.)	1,23,39	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
	* Spalte 3, Zeile 5 - Zeile 63 *		H04R
	---		
A	WO-A-90 08448 (TOEPHOLM & WESTERMANN APS)	1	
	* Ansprüche; Abbildungen *		
	---		
A	GB-A-2 033 641 (PHILIPS NV)	1,23,39	
	* Seite 1, Zeile 63 - Zeile 90 *		
	---		
A	EP-A-0 252 205 (ANTIN )	1,23,39	
	* Ansprüche; Abbildungen *		
	-----		
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchezort		Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
DEN HAAG		4. August 1995	Gastaldi, G
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur			
T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			

(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 661 905 A3**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 95103571.6

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: **H04R 25/00**

(22) Anmeldetag: 13.03.95

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
05.07.95 Patentblatt 95/27

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LI LU MC  
NL PT SE**

(88) Veröffentlichungstag des später veröffentlichten  
Recherchenberichts: 04.10.95 Patentblatt 95/40

(71) Anmelder: **PHONAK AG**  
Laubisrütistrasse 28  
CH-8712 Stäfa (CH)

(72) Erfinder: **Uvacek, Bohumir, Dr. sc.techn.**  
**B.B.A.**  
Holzwiesstrasse 9  
CH-8704 Herrliberg (CH)  
Erfinder: **Bächler, Herbert, Dr. sc. tech.**  
Gruebstrasse 11  
CH-8706 Meilen (CH)

(74) Vertreter: **Troesch Scheidegger Werner AG**  
Patentanwälte,  
Siewerdstrasse 95,  
Postfach  
CH-8050 Zürich (CH)

(54) Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes, Vorrichtung hierzu und Hörgerät.

(57) Es werden ein Stellverfahren für ein Hörgerät sowie eine Vorrichtung hierfür vorgeschlagen, womit ein Modell für die Wahrnehmung einer psycho-akustischen Grösse, insbesondere der Lautheit, für eine Norm-Personengruppe parametrisiert wird ( $L_N$ ) sowie für ein Individuum ( $L_I$ ). Aufgrund von Modellunterschieden, insbesondere bezüglich ihrer Parametrisierung, werden Stellangaben ermittelt, womit die Signalübertragung an einem Hörgerät (HG) ex situ konzipiert oder eingestellt wird bzw. in situ geführt wird.

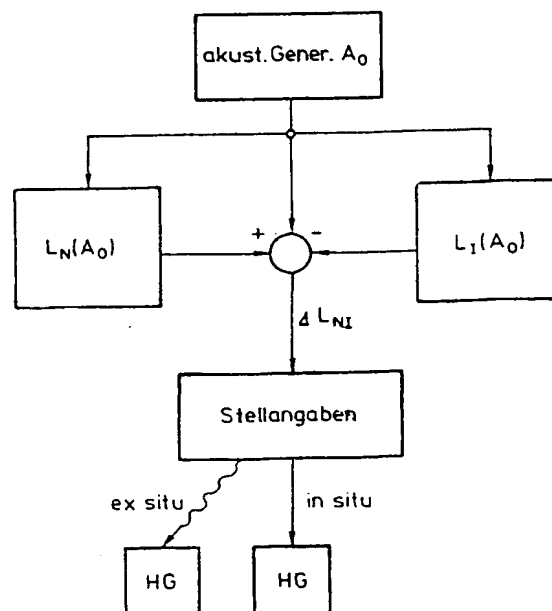


FIG. 2

EP 0 661 905 A3



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**